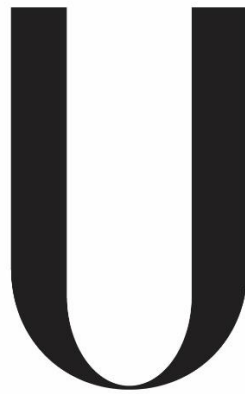


Universidade de Lisboa
Faculdade de Medicina Dentária



LISBOA

UNIVERSIDADE
DE LISBOA

**Estabilidade Primária em Implantes de Diâmetro
Reduzido – Um estudo *in vitro***

Tania Marcos Cabaço

Dissertação orientada por
Professora Helena Francisco
Professor André Chen

Mestrado Integrado em Medicina Dentária

2019

Aos meus Pais e às minhas Irmãs,
que são as pessoas que eu mais amo neste mundo.

Agradecimentos

À minha **Mãe** e ao meu **Pai**, que sempre me apoiaram, com todo o amor e carinho, desde os meus primeiros passinhos até a este passo importante da minha vida.

Às minhas **Irmãs**, Flavia e Aline, por ter tido a sorte e a alegria de crescer com elas.

Aos meus **Avós**, que são pais duas vezes.

À Professora **Helena Francisco**, pela sua disponibilidade e pela orientação cuidadosa que me prestou, e pela referência indiscutível que é na área da implantologia.

Ao Professor **André Chen**, pelo apoio como co-orientador.

Aos meus **amigos** e companheiros destes anos de faculdade. Tornaram esta etapa da minha vida numa experiência incrível e cheia de boas recordações.

A todas as pessoas que, direta ou indiretamente, contribuíram para o meu percurso académico.

Resumo

Objetivo: Avaliar a influência de diferentes diâmetros de implantes dentários na estabilidade primária, através dos valores de ISQ e do Torque de Remoção, e verificar se existe correlação entre estas duas variáveis.

Materiais e Métodos: Neste estudo in vitro foram colocados implantes *Bone Level Tapered* (Straumann®, Basileia, Suíça) com um comprimento de 10,0 mm em costelas de vaca. No grupo A (grupo de controlo) foi colocado um implante com 4,1 mm de diâmetro. Nos grupos B e C (grupos teste) foram colocados implantes com 3,3 mm e 2,9 mm de diâmetro, respetivamente. Em cada grupo foi colocado o mesmo implante 10 vezes, sempre de acordo com as indicações do fabricante. Após a inserção de cada implante, a estabilidade primária foi medida três vezes com o método da análise de frequência de ressonância através do dispositivo *Osstell® Mentor* (Osstell, Gotemburgo, Suécia) e registou-se o valor do torque de remoção. Para comparar os resultados entre o grupo de controlo e os grupos teste, e entre os grupos teste entre si, foi utilizado o *T-test* e o teste de *Mann-Whitney*, com um nível de significância de 5%. Para correlacionar o ISQ com torque, de cada implante, usou-se o coeficiente de *Pearson* e o coeficiente de *Spearman*.

Resultados: Existem diferenças estatisticamente significativas nos valores do ISQ entre o grupo A e o grupo B, mas não entre o grupo A e C, nem entre o grupo B e C. Existem diferenças estatisticamente significativas nos valores do TR entre o grupo A e os grupos B e C, e também entre os grupos B e C existem diferenças estatisticamente significativas. Apenas o implante 3,3 apresentou uma correlação significativa entre estas duas variáveis.

Conclusões: Dentro das limitações do presente estudo in vitro, os resultados sugerem que o diâmetro dos implantes poderá influenciar a estabilidades primária.

Palavras-chave: Implantes Dentários, Implantes Diâmetro Reduzido, Estabilidade Primária, Análise de Frequência de Ressonância.

Abstract

Aim: To evaluate the influence of different diameters of dental implants on primary stability through ISQ and Removal Torque values and to verify if there is a correlation between these two variables.

Materials and Methods: Bone Level Tapered implants (Straumann®, Basel, Switzerland) with a length of 10.0 mm were placed in cow ribs in this in vitro study. In group A (control group) was placed an implant with 4.1 mm in diameter. In groups B and C (test groups) implants with 3.3 mm and 2.9 mm diameter were placed, respectively. In each group, the same implant was placed 10 times, always according to the manufacturer's instructions. After insertion of each implant, the primary stability was measured three times with the resonance frequency analysis method via the Osstell® Mentor device (Osstell, Gothenburg, Sweden) and the removal torque value was recorded. To compare the results between the control group and the test groups, and between the test groups, the T-test and the Mann-Whitney test, with a significance level of 5%, were used. To correlate the ISQ with torque of each implant the Pearson coefficient and the Spearman coefficient were used.

Results: Statistically significant differences in ISQ values were found between group A and group B, but not between group A and group C nor between groups B and C. There were statistically significant differences in the values of group A between groups A and groups B and C, and also between groups B and C there are statistically significant differences.

Only the 3.3 implant showed a significant correlation between these two variables.

Conclusions: Within the limitations of the present in vitro study, the results suggest that the diameter of the implants may influence the primary stabilities.

Keywords: Dental Implants, Narrow Diameter Implants, Primary Stability, Resonance Frequency Analysis

Índice

Índice de Tabelas.....	xii
Lista de Abreviaturas	xiii
1. Revisão da Literatura e Relevância Clínica	1
1.1. Introdução	1
1.2. Osteointegração	1
1.3. Estabilidade implantar	2
1.4. Fatores que influenciam a estabilidade primária	2
1.5. Métodos de avaliação da estabilidade do implante	7
1.6. Implantes de diâmetro reduzido	11
1.7. Relevância Clínica	12
2. Objetivos e Hipóteses do estudo	14
3. Material e Métodos.....	15
3.1. Tipo de estudo	15
3.2. Grupos de estudo	15
3.3. Tamanho da amostra.....	15
3.4. Implantes	15
3.5. Modelo de osso.....	15
3.6. Unidade de perfuração cirúrgica.....	16
3.7. Protocolo cirúrgico	16
3.8. Variáveis do estudo	19
3.9 Análise estatística	19
4. Resultados	20
4.1- Avaliação da estabilidade primária através dos valores de ISQ.....	20
4.2- Avaliação da estabilidade primária através dos valores de Torque de Remoção.....	21
.....	23
4.3 – Correlação entre o ISQ e o Torque de Remoção para cada implante.....	23
5. Discussão.....	25
6. Conclusão	29
7. Referências	31
8. Apêndice.....	42
Anexo A	44

Índice de Tabelas

Avaliação da estabilidade primária através dos valores de ISQ

Tabela 1 - Valor da média, desvio padrão, mediana, amplitude interquartil e valor mínimo e máximo de ISQ por grupo de estudo.....20

Tabela 2 - Teste estatístico utilizado e valor de p entre o grupo controle e os grupos teste20

Tabela 3 - Teste estatístico utilizado e valor de p entre os grupos B e C.....21

Avaliação da estabilidade primária através dos valores de Torque de Remoção

Tabela 4 - Valor da média, desvio padrão, mediana, amplitude interquartil e valor mínimo e máximo de TR por grupo de estudo22

Tabela 5 - Teste estatístico utilizado e valor de p entre o grupo controle e os grupos teste22

Tabela 6 - Teste estatístico utilizado e valor de p entre os grupos B e C.....23

Correlação entre o ISQ e o Torque de Remoção para cada implante

Tabela 7 - Coeficiente estatístico utilizado e valor de p entre as variáveis ISQ e TR para o implante de diâmetro 4,1 mm.....24

Tabela 8 - Coeficiente estatístico utilizado e valor de p entre as variáveis ISQ e TR para o implante de diâmetro 3,3 mm.....24

Tabela 9 - Coeficiente estatístico utilizado e valor de p entre as variáveis ISQ e TR para o implante de diâmetro 2,9 mm.....24

Índice de Figuras

Figura 1 – Modelo do osso utilizado.....15

Figura 2 – Brocas usadas para osteotomia.....17

Figura 3 – Colocação do implante18

Figura 4 – Osstell® Mentor e SmartPeg19

Figura 5- Diagrama de extremos e quartis dos valores de ISQ por diâmetro do implante utilizado21

Figura 6 – Diagrama de extremos e quartis dos valores de TR por diâmetro do implante utilizado23

Lista de Abreviaturas

EP	Estabilidade Primária
AFR	Análise de Frequência de Ressonância
TR	Torque de Remoção
PT	Periotest [®]
TI	Torque de Inserção
ISQ	<i>Implant Stability Quocient</i>
PTV	<i>Periotest Values</i>
BIC	Contacto Osso-Implante
ES	Estabilidade Secundária

1. Revisão da Literatura e Relevância Clínica

1.1. Introdução

As causas mais comuns da perda de dentes são a periodontite, a cárie dentária, o trauma, defeitos de desenvolvimento e distúrbios genéticos. (1)

A tendência para a utilização de implantes dentários para reabilitar esses espaços edêntulos tem vindo a aumentar nos últimos 30 anos. (2)

Antes do aparecimento dos implantes dentários, eram utilizadas próteses removíveis e pontes fixas, mas os implantes tornaram-se uma solução muito popular devido à sua elevada taxa de sobrevivência e sucesso, previsibilidade do procedimento e ao reduzido número de complicações associadas. (1-3) Além disso, a reabilitação com implantes dentários pode aumentar a qualidade de vida dos doentes. (4, 5)

A osteointegração é um pré-requisito para o sucesso de um tratamento com implantes dentários. A estabilidade do implante dentário é uma medida da qualidade de ancoragem do mesmo no osso alveolar e é considerado por alguns autores um critério essencial para a obtenção da osteointegração. Esta estabilidade inicial provém essencialmente da relação mecânica do implante com o osso, evitando a formação de uma camada de tecido conjuntivo entre a interface implante-osso, assegurando assim a cicatrização óssea peri-implantar. (6-10)

1.2. Osteointegração

Em 1985, Branemark *et al.* provaram que o contacto direto entre o osso e a superfície do implante de titânio era possível, definindo a osteointegração como "o contacto direto, estrutural e funcional entre o osso e a superfície de um implante submetido a carga funcional". (11)

Schroeder *et al.* definiram essa união osso-implante como uma “anquilose funcional”, afirmando que ocorrerá uma nova formação óssea em contacto direto com a superfície do implante, desde que a colocação do implante seja atraumática. (12)

Zarb & Albrektsson definiram a osteointegração como um processo de cura, dependente do tempo, no qual se consegue a fixação rígida, clinicamente assintomática e estável entre materiais aloplásticos submetidos a cargas funcionais e tecido ósseo de suporte. (13)

Atualmente, a osteointegração é aceite como um termo histológico que simboliza a aposição direta do osso na superfície do implante sem interposição de tecido mole. (14)

A estabilidade primária (EP) tem sido considerada como um elemento-chave e essencial para a osteointegração do implante dentário (15, 16), especialmente quando protocolos de carga precoce ou imediata são considerados como modalidades de tratamento em implantologia. (17)

1.3. Estabilidade implantar

A EP, definida como a estabilidade biométrica imediatamente após a colocação do implante, é um importante indicador do prognóstico para o sucesso dos implantes dentários. É principalmente determinada pelo contacto osso-implante (BIC). A EP é um requisito importante tanto para a deposição óssea direta na superfície do implante como para a integração de tecido mineral. (6)

Quanto maior a EP, menores são os micro-movimentos entre a superfície do implante e o osso circundante. Isto permite que ocorra uma boa cicatrização e consequente osteointegração. (18, 19) Movimentos do implante de amplitude maior que 50-150µm prejudicam a sua cicatrização, pela ocorrência de formação de tecido fibroso e reabsorção óssea na interface osso-implante. (20-22) Isto impede uma distribuição correta do stress oclusal mastigatório e funcional e pode perturbar a remodelação óssea a um nível que leve ao insucesso do implante e à sua posterior perda. (23, 24)

A EP é influenciada por vários fatores, incluindo variáveis dependentes de tecido local e material. Estes compreendem o comprimento e o diâmetro do implante, o seu desenho, a micro-morfologia da superfície do implante, a técnica cirúrgica e a conexão entre o implante e o osso circundante. Outras determinantes importantes são a qualidade e a quantidade do osso. (6, 25)

A estabilidade secundária (ES) está ausente no momento da colocação do implante e aumenta com o tempo. (26) A ES é o aumento progressivo da estabilidade relacionada com eventos biológicos na interface osso-implante, como nova formação e remodelação óssea. Esta é influenciada por diversos fatores, dentro dos quais, o tipo de superfície do implante, o tempo de cicatrização da ferida cirúrgica e a própria EP. (14, 27)

1.4. Fatores que influenciam a estabilidade primária

Em Mihoko Atsumi *et al.* propuseram que os fatores que afetam a EP são a quantidade e qualidade do osso, a técnica cirúrgica, incluindo a habilidade do cirurgião e as características do Implante (geometria, comprimento, diâmetro, características da superfície). (28)

Em Ilser Turkyilmaz *et al.* mencionaram que os fatores que afetam a EP do implante podem ser divididos em: relacionados ao paciente – volume e qualidade óssea – e parâmetros dependentes do procedimento – tipo de implante (tamanho da broca - tamanho do implante, implante com ou sem prótese) e tipo de procedimento cirúrgico. (29)

Uma EP insuficiente poderá levar a uma perda precoce do implante. (30) Os dois principais fatores que afetam a estabilidade do implante são a localização e a rigidez do implante no tecido circundante. A rigidez pode ser considerada de três formas: a rigidez dos próprios componentes do implante associada à geometria e composição do material, a rigidez da interface implante-osso e a rigidez do próprio osso associada ao rácio osso trabecular/cortical e densidade óssea. A manutenção dum baixo micro-movimento do implante, especialmente nos períodos iniciais de cicatrização, apresenta importância na promoção do crescimento ósseo direto na superfície do implante. (31) Assim, quando o implante é estável no leito ósseo durante a colocação e durante a cicatrização, o osso novo preenche a interface entre o osso e o implante e a maior parte da superfície do implante ficará em contacto direto com o osso vivo. (32) A estabilidade primária na colocação do implante é alcançada pela conexão física entre o leito ósseo criado cirurgicamente e o implante, que é dependente do desenho do implante macroscópico, da técnica cirúrgica e da densidade óssea. (7)

1.4.1. Quantidade e qualidade óssea

O sucesso a longo prazo dos implantes dentários em várias situações clínicas depende essencialmente da qualidade da ligação implante-osso. (8, 16, 33)

Em 1985, Lekholm e Zarb classificaram radiograficamente a densidade óssea em quatro tipos: I - osso cortical homogêneo; II - camada cortical espessa ao redor de um osso medular denso; III - camada cortical fina ao redor de um osso medular denso; IV - fina camada cortical ao redor de um osso medular disperso. (34) Atualmente, este sistema de classificação óssea ainda é um dos mais populares entre os médicos-dentistas. Vários estudos clínicos realizados após a colocação do implante mostraram que o osso tipo IV tem uma taxa de insucesso superior quando comparado com os outros três tipos. (35) Devido à maior proporção de osso compacto na mandíbula, os implantes inseridos na mandíbula anterior têm taxas de sobrevivência mais altas do que os implantes colocados na maxila posterior. (8, 23)

A estabilidade inicial do implante é determinada principalmente pela quantidade e qualidade óssea (relação osso trabecular/cortical). Uma correlação positiva foi encontrada entre a estabilidade primária e a espessura cortical do osso. (7) Tabassum *et al.* observaram que, no caso de uma densidade óssea reduzida, em comparação com o diâmetro do implante, deve ser

alterado o protocolo de osteotomia e, eventualmente, selecionar uma broca com um diâmetro mais pequeno. A partir dos resultados deste estudo presumiu-se que a técnica de perfuração subdimensionada otimiza localmente a densidade do osso e, conseqüentemente, melhora a estabilidade primária. (36) No estudo realizado por Turkyilmaz *et al.*, os resultados sugeriram que o uso de brocas de diâmetro reduzido para a colocação de implantes na região posterior da maxila, onde a densidade óssea é relativamente baixa, pode ser uma opção viável para aumentar a estabilidade primária do implante, o que pode resultar em taxas de sobrevivência maiores. (29) A colocação de um implante em carga imediata, em casos com osso cortical fino e/ou osso trabecular pode induzir deformações ósseas extremas e pode aumentar o risco de insucesso do implante. (37)

Num estudo realizado por Julie Roze *et al.* foi observado que os valores do *Implant Stability Quocient* (ISQ) foram significativamente maiores para os implantes colocados no osso mandibular do que no osso maxilar. (38) Boronat-López *et al.* observaram que os valores do ISQ foram maiores nas regiões anteriores do que nas regiões posteriores, mas os registos na mandíbula foram sistematicamente maiores do que na maxila. (39) Os resultados mostraram que o osso cortical era mais espesso no osso mandibular do que no maxilar, o que está de acordo com a literatura. (40) Estes resultados explicam assim os valores mais altos do ISQ observados nesses locais. A espessura do osso cortical é, portanto, de importância considerável para a estabilidade primária do implante. A estrutura óssea trabecular parece desempenhar um papel secundário na fixação primária, mas é certamente de elevada importância para a cicatrização óssea peri-implantar. (38)

1.4.2. Características do Implante

O *design* do implante refere-se à estrutura tridimensional de um implante com todos os componentes e características que o caracterizam. Foi relatado que o design do implante é um parâmetro vital para alcançar a estabilidade primária. A textura da superfície de um implante pode influenciar a interface osso-implante. (24)

Vários estudos publicados na literatura demonstraram uma relação entre o desenho do implante e a osteointegração. (41-43) Os implantes com anatomias diferentes, colocados em regiões com diferentes qualidades ósseas, alcançam vários graus de estabilidade, o que pode determinar o seu futuro desempenho clínico. (44, 45) Originalmente, os implantes eram fabricados num *design* cilíndrico. No entanto, os implantes cónicos foram posteriormente introduzidos para melhorar e auxiliar a colocação dos implantes entre os dentes naturais

adjacentes. (46) A hipótese por trás do uso de implantes cónicos foi fornecer um grau de compressão do osso cortical no local do implante com osso inadequado. (47)

Os implantes cónicos são frequentemente usados em regiões ósseas que possuem baixa densidade e/ou uma fina camada cortical, especialmente na maxila posterior. O uso de um implante cónico nessa situação justifica-se pelo facto das espiras do implante ao redor da porção mais larga (próximo ao colar do implante) envolverem o osso que ainda não foi danificado pelas espiras apicais. (48) Esta estratégia visa alcançar uma melhor estabilidade primária. No entanto, uma revisão sistemática de Alshehri (2016), envolvendo 5 estudos clínicos (3 estudos prospectivos e 2 estudos retrospectivos), em que no total foram colocados 72 implantes na maxila posterior sem aumento do seio, não detetou uma diferença na taxa de sucesso entre o uso de implantes cónicos versus implantes cilíndricos. (49)

Os implantes cilíndricos poderão aumentar o risco de perfuração da tábua vestibular óssea, especialmente em cristas alveolares finas, devido à presença de concavidades vestibulares. A diminuição do diâmetro dos implantes cónicos em direção à região apical acomoda esta concavidade vestibular. (50) No entanto, segundo Chong *et al.*, se a qualidade e a quantidade do osso forem ótimas, elas podem compensar o desenho inadequado do implante. (24) As características da superfície dos implantes, o diâmetro e o comprimento do implante também mostraram influenciar a estabilidade primária. (51)

A microgeometria da superfície do implante é um fator chave na obtenção da osteointegração. A modificação mais comum da microgeometria do implante é a rugosidade da superfície. Esta é obtida por condicionamento ácido, jateamento de areia ou oxidação. (52) As superfícies de implantes rugosas apresentam uma área de superfície maior e permitem uma ligação mecânica mais profunda aos tecidos circundantes. (53) Os estudos *in vitro* de Guizzardi *et al.* (2004) e de Franchi *et al.* (2007) mostraram que superfícies de implantes com jateamento de areia promovem a osteogénese peri-implantar, aumentando o crescimento e a atividade metabólica dos osteoblastos. (54, 55) Diversos estudos mostraram que a topografia e a rugosidade da superfície influenciam positivamente o processo de cicatrização, promovendo respostas celulares favoráveis e interações da superfície celular. (41, 56, 57) Em locais de baixa qualidade óssea, os implantes com superfícies condicionadas por ácido podem alcançar um contacto osso-implante significativamente maior em comparação com implantes com uma superfície maquinada. (58)

Os implantes dentários com um diâmetro superior a 5 mm foram introduzidos em 1993, com indicação para o seu uso associado a má qualidade óssea, altura óssea insuficiente e substituição imediata de dispositivos não osteointegrados ou fraturas. (59) O stress e o contacto

osso-implante influenciam a estabilidade e a sobrevivência dos implantes. Um impedimento biológico para o uso de implantes de grande diâmetro pode ser um suprimento sanguíneo mais baixo devido ao mínimo osso esponjoso existente. (60) No entanto, a área de contacto total entre o implante-osso pode ser maior, compensando a falta de altura ou densidade óssea. Implantes mais largos são usados quando o osso é escasso, mas a influência do diâmetro no contacto osso-implante pode não se traduzir numa vantagem clínica. (61)

Estudos clínicos mostraram que implantes com diâmetros menores (menos de 3,0 milímetros) fornecem estabilidade primária suficiente em casos com volume ósseo limitado. (62, 63)

A relação entre o comprimento do implante dentário e a estabilidade primária do mesmo tem sido uma questão controversa ao longo de muitos anos. (64, 65) Muitos estudos sugerem que o aumento do comprimento do implante desempenha um papel importante na diminuição do stress ósseo e aumenta a estabilidade do implante em ossos de baixa qualidade, como o osso tipo IV. (66) O estudo de Han *et al.* refere que a colocação de implantes de maior comprimento pode ser uma estratégia para aumentar a EP. (67) Em contraste com estes resultados, o estudo de Miyamoto *et al.* refere que o uso de implantes mais longos não é eficaz no aumento da EP. (40)

É aceite que todos os implantes exibem alguma extensão de perda óssea após a osteointegração e ao longo do tempo de função. (51) Tem sido alegado que a introdução de micro-espiras ou “sulcos de retenção” no colo do implante pode ajudar a reduzir o stress de distribuição e reduzir a extensão da perda óssea após a colocação do implante. (68) Na realidade, a preservação do osso da crista pode estar associada à técnica cirúrgica e à presença de Platform Switching. (69) Além disso, o design progressivo das espiras parece diminuir a compressão do osso crestal, prevenindo assim a perda óssea da crista. (69)

1.4.3. Técnica Cirúrgica

Além da quantidade e qualidade do osso e da morfologia do implante, a técnica cirúrgica adotada também influencia a estabilidade primária. A técnica de perfuração subdimensionada foi introduzida para otimizar localmente a densidade óssea e subsequentemente melhorar a estabilidade primária. (51) Diversas modificações na técnica cirúrgica foram descritas, o que pode ajudar a melhorar a estabilidade primária dos implantes dentários. Alguns estudos recomendam o uso de uma broca de diâmetro inferior que o diâmetro do implante. (70, 71) No entanto, Summers recomendou a técnica de condensação óssea, onde, após o uso da broca

piloto, o osso esponjoso é empurrado para o lado com “condensadores” (osteótomos), aumentando assim a densidade do osso ao redor do implante, aumentando assim a estabilidade inicial do implante. (72) Foram relatadas elevadas taxas de sobrevivência com o protocolo de carga imediata em implantes dentários, que são atribuídas à elevada estabilidade primária. (56, 73) Alguns estudos também referiram o torque de inserção (TI) como um determinante da estabilidade do implante, e os valores de torque de 32, 35 ou 40 Ncm e superiores foram escolhidos como limiares para carga imediata. (74, 75) No entanto, um estudo publicado por Romanos, demonstrou que os implantes colocados num osso tipo IV podem ser carregados imediatamente e demonstram altas taxas de sobrevivência quando o torque final na conexão implante-pilar é menor, ou seja, quase 15-20 Ncm. (76)

1.5. Métodos de avaliação da estabilidade do implante

A estabilidade implantar pode ser avaliada por métodos invasivos – a análise histomorfológica e o torque de remoção (TR), e por métodos não invasivos – a radiografia, a percepção do clínico, o teste à percussão, o TI, o Periotest (PT) e a análise de frequência de ressonância (AFR). (9, 28, 77)

Segundo Tabassum *et al.* (2009), os testes biomecânicos como o TI e TR são mais precisos que métodos não destrutivos como o AFR e o PT. (36)

1.5.1. Análise Histomorfológica

Esta técnica consiste em calcular a quantidade de osso peri-implantar e do BIC a partir um corte histológico de uma amostra de um implante colocado no osso. O facto desta medição ser precisa é uma vantagem, mas por esta técnica ser um procedimento invasivo e destrutivo, é usada geralmente utilizada em estudos não clínicos. (78)

1.5.2. Torque de remoção

Este método baseia-se na medição do torque limite em que a interface ossoimplante é destruída. (28) O torque de remoção foi proposto como sendo o teste mecânico mais fiável na avaliação da resistência mecânica da interface osso-implante. (79) Na análise do torque de remoção, o implante é considerado estável se o torque de remoção ou de desaparafusamento for > 20 Ncm. (80)

Este método invasivo não pode ser usado clinicamente, pelo facto das suas medições requererem a destruição dos espécimes ósseos, impossibilitando inferências diretas quanto ao valor limite para o sucesso clínico. (81) Ivanoff *et al.* (1996) referiu a necessidade de forças

maiores para a remoção dos implantes está relacionado com o BIC e quantidade de osso entre as espiras do implante, podendo ser interpretada como um elevado nível de osteointegração. (18)

1.5.3. Exames Radiográficos

As técnicas de imagem são amplamente utilizadas para avaliar a quantidade e qualidade do osso dos maxilares. (28) Após a cirurgia, os exames radiográficos são usados para avaliar a saúde do implante, avaliando a quantidade de osso e as mudanças da qualidade óssea, e para estimar a perda de osso da crista óssea, consequência do processo de osteointegração. É possível observar se existe um contacto íntimo entre a superfície do implante e o osso circundante, de modo a averiguar se houve sucesso implantar. (28, 82) Existem numerosas limitações com o uso único de uma radiografia convencional para fazer uma avaliação precisa e independente da estabilidade do implante.

As radiografias periapicais ou panorâmicas convencionais não fornecem informações sobre o nível ósseo vestibular ou lingual/palatino, e a perda óssea neste nível precede a perda óssea mesiodistal. (82) Além disso, nem a qualidade óssea nem a densidade pode ser quantificada com este método. (83) A medição assistida por computador da alteração do nível ósseo crestal pode revelar-se a informação radiográfica mais precisa. No entanto, este método não é conveniente para uso na prática clínica. A Tomografia Computadorizada (TC) continua a ser, de entre todos os exames radiográficos, o mais preciso, com um erro na casa dos 0.1mm (0.01 a 0.51mm). (28)

Segundo Pagliani *et al.* (2013) a densidade óssea medida pela TC está correlacionada com a EP de implantes dentários. (84)

1.5.4. Percepção do clínico

A percepção do cirurgião é um método de tentar avaliar a estabilidade primária bastante simples. Esta é geralmente baseada na resistência ao corte e torque de inserção do implante durante a colocação do mesmo. Uma percepção de “boa” estabilidade pode ser intensificada pela sensação de uma paragem abrupta quando o implante está colocado. A percepção de um cirurgião experiente é claro incalculável, e a percepção pessoal é difícil de comunicar aos outros. Mais importante ainda é que este tipo de medição só pode ser feito no momento em que o implante é inserido, não podendo ser usada mais tarde, por exemplo, antes de carregar o implante. (77)

1.5.5. Percussão

O teste de percussão é dos métodos mais simples para avaliar a osteointegração e a EP. É realizado um juízo clínico do nível de osteointegração com base no som emitido após percussão com um instrumento metálico. Um som agudo (tipo “cristal”) é indicativo de osteointegração enquanto um som grave é sinal de presença de tecido fibroso. (28) No entanto, esta técnica dá-nos uma informação subjetiva e duvidosa, já que só em situações de grande falha da osteointegração é que se ouve um som grave nítido. (85) Assim sendo, este método não pode ser usado experimentalmente como um teste padronizado.

1.5.6. Torque de inserção

A força usada para inserir um implante dentário é chamada de torque de inserção. (86) É a quantidade de força necessária para inserir o implante no leito implantar, expressa em unidades Ncm (Newton centimeter). (87) O torque de inserção pode avaliar a qualidade do osso em função da densidade e dureza, seja subjetivamente (pela mão do operador) ou quantitativamente, por dispositivos de perfuração eletrônicos que medem o torque necessário para inserir o implante no osso. (88) O torque de inserção é diretamente proporcional à densidade óssea e ao BIC (89, 90) pelo que pode ser utilizado na determinação do tipo de qualidade do osso e do nível de ancoragem primária. (79, 91)

Pode ser avaliado através de um aparelho de aplicação de torque (OsseoCaret), duma chave de torque manual, de um sensor de torque incorporado na broca de preparação, ou através do mesmo micromotor eletrônico de colocação dos implantes dentários. (92) O TI está diretamente associado à EP, na medida em que esta aumenta com o aumento da resistência à inserção do implante. (93) Normalmente, os valores medidos variam entre 5Ncm-50Ncm, sendo recomendado um torque de no mínimo 30Ncm para atingir uma EP satisfatória. (92) Assim, maiores valores de TI contribuem para melhorar a EP do implante, mas podem causar dano ósseo devido a necrose e microfraturas. (94)

Para além disso, esta técnica possibilita apenas uma única avaliação, no momento da inserção do implante.

1.5.7. Periotest

O Periotest é um instrumento eletrônico de percussão, concebido para realizar medições das características de amortecimento do ligamento periodontal, avaliando assim a mobilidade do dente natural. (95, 96) O PT é composto por uma ponta encaixada numa peça de mão, e usa um batimento metálico acionado eletro-magnéticamente e controlado eletronicamente -

funciona pela aplicação de percussão consecutiva ao implante, quatro vezes por segundo durante 5 segundos. (20, 97) Os valores do PT (PTV) variam de -8 (baixa mobilidade – elevada estabilidade) a +50 (alta mobilidade – baixa estabilidade). Quanto maior a estabilidade do implante, menor o tempo de contacto entre o implante e a ponta do PT, e menores serão os PTV. O PT pode medir a densidade óssea no momento da colocação do implante e também no período pós-cirúrgico. Porém, a fiabilidade deste método é questionável devido à baixa sensibilidade, e à suscetibilidade a muitas variáveis. (97) O PT apresenta ainda o risco de dano da interface osso-implante, principalmente se não tiver havido ainda um período de cicatrização. (20) Além disso, os seus valores estão dependentes de fatores relacionados com o operador, como a direção e posição de excitação, pelo que poderão não corresponder à capacidade de amortecimento dos tecidos circundantes saudáveis. (98)

1.5.8. Análise da Frequência de Ressonância

A AFR, sugerido por Meredith em 1998, é um método de diagnóstico não invasivo que mede a estabilidade do implante e a densidade óssea, em vários momentos, usando vibração e um princípio de análise estrutural. (6) Originalmente, este método utilizava um pequeno transdutor em forma de L que era acoplado ao implante ou ao pilar por um parafuso. O transdutor era excitado por um sinal sinusoidal (5-15 kHz), iniciando com uma frequência baixa e aumentando a mesma até o implante ressonar. (28, 77) A ressonância de alta frequência indica uma interface osso-implante mais forte. A ARF tem sido amplamente utilizada para avaliar clinicamente a osteointegração. (77)

A versão mais recente da RFA, o Osstell Mentor® (Osstell AB, Gotemburgo, Suécia), é um dispositivo wireless, e o transdutor – o *SmartPeg* – é fixado. (77, 92) Este sistema eliminou os pontos fracos do Osstell transdutor como a dificuldade na sua colocação e a limitação dos campos de utilização. (99)

O SmartPeg possui um pequeno ímã magnético no topo, o qual é excitado por impulsos magnéticos e a frequência de ressonância é expressa em unidades ISQ, podendo variar em valores de 0 a 100. Durante a medição da estabilidade implantar, o Osstell Mentor deve se manter a uma distância de 1 a 3 mm, formar um ângulo de 90 ° e deve estar 3 mm acima do tecido mole, caso contrário o valor medido será afetado. (9, 77)

Quanto maior o valor do ISQ, maior a EP do implante. (9, 14, 66, 77, 100) Valores de ISQ maiores que 65 foram associados a implantes com elevada EP, enquanto valores de ISQ abaixo de 45 indicam uma estabilidade primária fraca. (51) Assim, o valor de ISQ obtido resulta

da densidade óssea em torno do implante e do contacto osso-implante.(101) A RFA é amplamente usada para monitorar as mudanças na rigidez na interface implante-tecido e para discriminar entre implantes bem-sucedidos e falhas clínicas. (92) Além disso, a medição da EP com RFA pode ser feita a qualquer momento do período de cicatrização e após o carregamento do implante com a restauração provisória. (102) Assim, o RFA poderia ser usado para prever o sucesso do implante, para selecionar o protocolo de carga apropriado, bem como para monitorar um implante específico durante a cicatrização e reconstrução protética. (103) A sua principal vantagem é o facto de não haver necessidade de contacto entre as superfícies, pelo que não há efeito a nível do implante nem introdução de viés. (51, 99) No entanto, este método é caro e sensível à técnica, uma vez que requer o respectivo *SmartPeg*. (77)

Devido à sua alta reprodutibilidade e fiabilidade, esta técnica tem superado progressivamente todas as técnicas previamente propostas para monitorar a estabilidade do implante. (104)

1.6. Implantes de diâmetro reduzido

Novos tipos de implantes que variam em comprimento, diâmetro e forma, têm sido continuamente introduzidos no mercado. (71)

A escolha do implante depende do tipo de edentulismo, do volume do osso residual, da quantidade de espaço disponível para a reconstrução protética, do perfil de emergência e do tipo de oclusão. (105)

O diâmetro implantar é a dimensão medida desde o limite da espira mais larga até ao ponto do lado oposto do implante em si. (106)

No passado, existiu enorme variabilidade na classificação dos implantes quanto ao diâmetro entre os estudos, tendo sido difícil durante muito tempo estabelecer a definição de implantes de diâmetro pequeno e de diâmetro padrão na literatura.

Porém, na 6ª Conferência de Consenso da ITI (International Team for Implantology) 2018, a classificação dos implantes segundo o diâmetro ficou estabelecida segundo o estudo de Schiegnitz & Al-Nawas 2014 (107), classificando o diâmetro do implante em 3 categorias:

- Categoria 1: <3,0 mm (mini-implantes)
- Categoria 2: 3,00 a 3,25 mm (indicado para um dente único)
- Categoria 3: 3,30 a 3,50 mm (indicações mais amplas)

A disponibilidade de osso na crista desdentada determina as dimensões do implante que podem ser utilizadas nesse local. (108) Os implantes estreitos são indicados em áreas com largura horizontal do rebordo reduzida ou espaço protético mesio-distal reduzido. (109) Alguns

exemplos clínicos são: incisivos congenitamente ausentes, colapso do espaço na região anterior dos maxilares ou a redução do espaço interdentário após tratamento ortodôntico. (110)

As vantagens do uso de implantes de diâmetro reduzido incluem evitar o enxerto ósseo avançado, hemorragia reduzida, desconforto pós-operatório mínimo e menor tempo de cicatrização. (111-113) Porém, os implantes estreitos também apresentam algumas desvantagens, tais como o reduzido BIC e osteointegração, o aumento do risco de fratura do implante associado a propriedades mecânicas reduzidas e um risco aumentado de sobrecarga do implante. (109)

Apesar das limitações, diversos estudos demonstraram que os implantes de diâmetro reduzido podem apresentar taxas de sobrevivência relativamente altas: Elsyad *et al.* (2011) demonstraram taxas de sobrevivência de 96,4% para implantes com 1,8 mm de diâmetro, Morneburg *et al.* (2008) demonstraram taxas de sobrevivência de 95,5% para implantes com 2,5 mm, e Andersen *et al.* (2001) demonstraram taxas de sobrevivência de 100% para implantes com 3,25 mm. (114-116)

Ostman *et al.* compararam implantes de diferentes diâmetros: 3,75 mm 4 mm e 5 mm. Eles observaram que os implantes com 5 mm de diâmetro tinham valores significativamente maiores de EP, o que poderia ser útil nas zonas posteriores dos maxilares. Porém, diferenças entre os implantes de 3,75 mm e 4 mm não foram observadas. (117) Os resultados de um estudo realizado por Barikani *et al.* estão de acordo com os resultados de Ostman. (66) Também Morris *et al.* verificaram que, à medida que se aumentava o diâmetro, a mobilidade dos implantes após a colocação diminuía. (118) Em contraste com o acima mencionado, Bilhan *et al.* compararam o efeito de diferentes diâmetros de implante (3,8 mm e 4,6 mm) na EP em osso esponjoso e não encontraram diferenças estatisticamente significativas nos valores do ISQ. (119) Alguns estudos clínicos mostram que implantes com 3 ou 3,3 mm de diâmetro também poderiam fornecer EP suficiente em casos com um limitado volume ósseo. (62, 63)

1.7. Relevância Clínica

Os implantes de diâmetro reduzido foram introduzidos no âmbito da implantologia para colocação em cristas residuais finas demais para a colocação de implantes regulares, bem como espaços edêntulos com uma largura interdentária limitada. As principais indicações para o uso destes implantes são a substituição de incisivos mandibulares e incisivos laterais maxilares, locas dentárias com largura <5mm e não passível de alocar um enxerto ósseo, realização de correção ortodôntica ou em substituições provisórias de dentição adolescente ou adulta. (106) A sua utilização poderá tornar dispensável a realização de retalho aquando da implantação,

permitindo um maior conforto, menor tempo clínico e menores custos para o paciente. (120, 121) No entanto, e apesar de ultrapassar alguns obstáculos impostos pela anatomia e espaço do rebordo residual a reabilitar, a utilização destes implantes ainda é controversa, na medida em que os efeitos da variação do diâmetro na distribuição do *stress* e estabilidade primária do implante continuam a ser alvo de vários estudos. (122)

O objetivo principal deste estudo *in vitro* foi avaliar a estabilidade primária em implantes de diâmetro reduzido, recorrendo à análise de frequência de ressonância.

2. Objetivos e Hipóteses do estudo

Objetivo 1 - Avaliar a influência de diferentes diâmetros de implantes dentários na estabilidade primária através dos valores de ISQ

H0: O diâmetro dos implantes dentários não influencia a estabilidade primária dos implantes dentários.

H1: O diâmetro dos implantes dentários influencia a estabilidade primária dos implantes dentários.

.

Objetivo 2 - Avaliar a influência de diferentes diâmetros de implantes dentários na estabilidade primária através do valor do Torque de Remoção

H0: O diâmetro dos implantes dentários não influencia a estabilidade primária dos implantes dentários.

H1: O diâmetro dos implantes dentários influencia a estabilidade primária dos implantes dentários.

Objetivo 3 – Avaliar se existe uma correlação entre os valores de ISQ e do TR

H0: Não existe uma correlação entre os valores de ISQ e do TR.

H1: Existe uma correlação entre os valores de ISQ e do TR.

3. Material e Métodos

3.1. Tipo de estudo

Estudo in vitro.

3.2. Grupos de estudo

Grupo A (Grupo de Controlo): Implante de 4,1 mm de diâmetro e 10 mm de comprimento.

Grupo B (Grupo Teste 1): Implante de 3,3 mm de diâmetro e 10 mm de comprimento.

Grupo C (Grupo Teste 2): Implante de 2,9 mm de diâmetro e 10 mm de comprimento.

3.3. Tamanho da amostra

A amostra para cada grupo de estudo foi de $n=10$. No total foram testados 3 implantes, sendo que cada um foi colocado 10 vezes.

3.4. Implantes

Neste estudo experimental foram utilizados os implantes Bone Level Tapered Implant (Straumann®, Basileia, Suíça). Utilizaram-se 3 implantes diferentes, todos com o mesmo comprimento (10 mm) e diâmetros de 4.1 mm (referência: 021.5310), 3.3 mm (referência: 021.3310), e 2.9 mm (referência: 021.0010).

3.5. Modelo de osso

Foi utilizada 1 costela de vaca fresca, de modo a simular a colocação dos implantes em ambiente semelhante ao osso humano. A razão desta escolha deve-se à composição de osso cortical e medular das costelas de vaca (Bilhan *et al.*, 2010). Importa referir que todos os implantes foram colocados num osso tipo II, de forma a padronizar o procedimento. Esta classificação óssea baseou-se na composição do osso e na resistência ao corte.

Figura 1 – Modelo do osso utilizado.



3.6. Unidade de perfuração cirúrgica

A unidade de perfuração cirúrgica utilizada foi a Osseoset 100[®] (Nobel Biocare[®], Zurique, Suíça).

3.7. Protocolo cirúrgico

3.7.1. Preparação do leito implantar

É importante referir que na preparação dos 10 leitos implantares para cada implante, entre os centros das osteotomias distavam 9 mm.

O controlo da profundidade de perfuração foi feito através das marcas calibradoras presentes na superfície de cada broca.

3.7.1.1. Preparação do leito implantar do implante 4.1x10 mm

A preparação do leito implantar foi realizada de acordo com as recomendações do fabricante (Anexo A)

1. Marcação da posição do implante com uma broca esférica com 1,4 mm de diâmetro.
2. Perfuração com a broca piloto 1 com 2,2 mm de diâmetro a 800 rpm até aos 10 mm de comprimento.
3. Perfuração com a broca BLT com 2,8 mm de diâmetro a 600 rpm até aos 10 mm de comprimento.
4. Perfuração com a broca BLT com 3,5 mm de diâmetro a 500 rpm até aos 10 mm de comprimento.
5. Perfuração com a broca de perfil com 4,1 mm de diâmetro a 300 rpm

3.7.1.2. Preparação do leito implantar do implante 3.3x10 mm

A preparação do leito implantar foi realizada de acordo com as recomendações do fabricante (Anexo B)

1. Marcação da posição do implante com uma broca esférica com 1,4 mm de diâmetro.
2. Perfuração com a broca piloto 1 com 2,2 mm de diâmetro a 800 rpm até aos 10 mm de comprimento.
3. Perfuração com a broca BLT com 2,8 mm de diâmetro a 600 rpm até aos 10 mm de comprimento.
4. Perfuração com a broca de perfil com 3,3 mm de diâmetro a 300 rpm

3.7.1.3. Preparação do leito implantar do implante 2.9x10 mm

A preparação do leito implantar foi realizada de acordo com as recomendações do fabricante (Anexo C)

1. Marcação da posição do implante com uma broca esférica com 1.4 mm de diâmetro.

2. Perfuração com a broca de agulha com 1,6 mm de diâmetro a 800 rpm até aos 10 mm de comprimento.
3. Perfuração com a broca piloto 1 com 2,2 mm de diâmetro a 800 rpm até aos 10 mm de comprimento.
4. Perfuração com a broca de perfil com 2,9 mm de diâmetro a 300 rpm

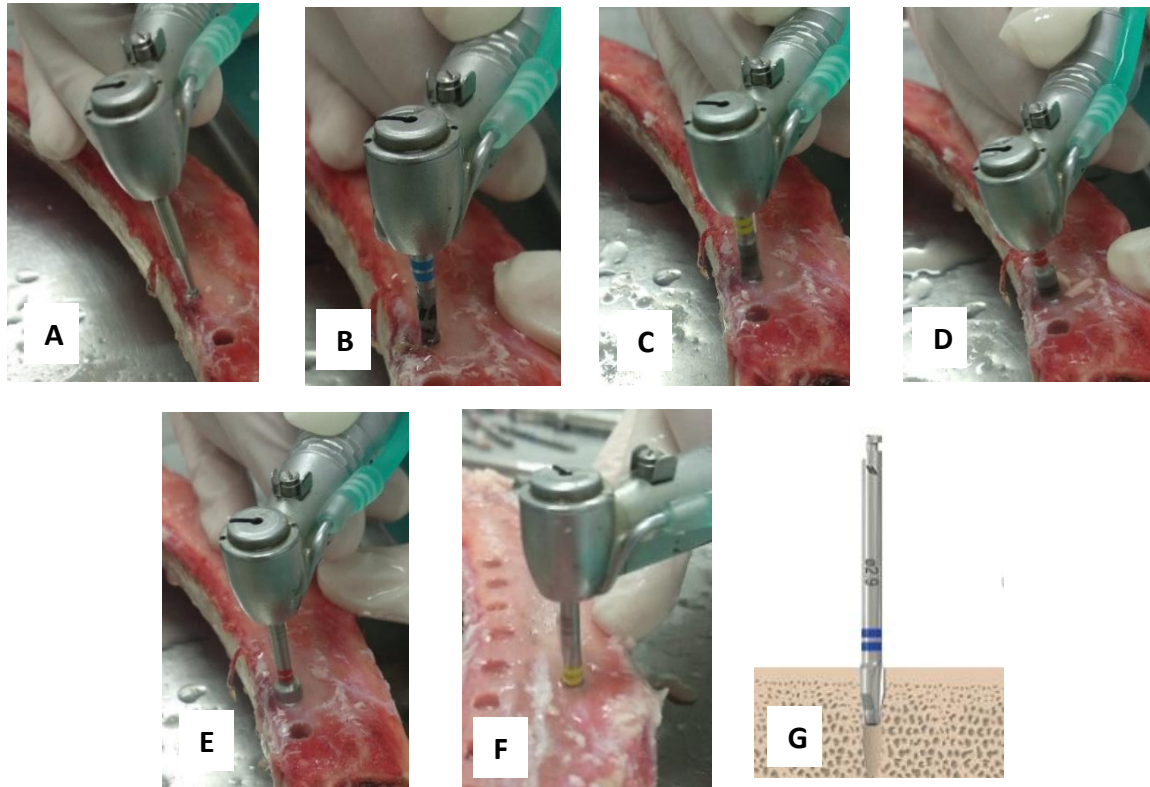


Figura 2 – Brocas usadas para osteotomia, segundo o protocolo cirúrgico recomendado

A) broca esférica com 1,4 mm de diâmetro ; B) broca piloto 1 com 2,2 mm de diâmetro; C) broca BLT com 2,8 mm de diâmetro; D) broca BLT com 3,5 mm de diâmetro; E) broca de perfil com 4,1 mm de diâmetro; F) broca de perfil com 3,3 mm de diâmetro; G) broa de perfil com 2,9 mm de diâmetro

3.7.2. Colocação dos implantes

Todos os implantes foram inseridos 1 mm infra-crestais, estando a superfície de SLActive completamente submersa no osso. Todos os implantes foram colocados com um torque de inserção de 40 Ncm.



Figura 3 – Colocação do implante

3.7.3. Medição da estabilidade primária

A medição da estabilidade primária foi feita através da análise de frequência de ressonância utilizando o dispositivo Osstell® Mentor (Osstell®, Gotemburgo, Suécia). Para o implante 4,1x10mm foi usado o *SmartPeg* tipo 54 (referência: 100485), para o implante 3,3x10mm o tipo 53 (referência:100484) e para o implante 2,9x10mm o tipo 22 (referência: 100404). O *SmartPeg* foi enroscado manualmente ao respectivo implante e, sem a interposição de tecido mole, foram efetuadas 3 medições por implante. A posição da sonda do Osstell® Mentor foi alternando em duas posições, perpendiculares entre si, formando sempre um ângulo de 90° com o *SmartPeg*. O valor de ISQ corresponde a uma média do valor resultante das três medições. Informações relativas ao modo de funcionamento do Osstell® Mentor (Osstell®, Gotemburgo, Suécia) encontram-se detalhadas no Anexo D.

Foi também registado o valor do torque de remoção com o motor cirúrgico.



Figura 4 – Osstell® Mentor e SmartPeg

3.8. Variáveis do estudo

3.8.1. Variável dependente: Estabilidade primária do implante medida através da análise de frequência de ressonância utilizando o dispositivo Osstell® Mentor (Osstell®, Gotemburgo, Suécia) e Torque de Remoção.

3.8.2. Variável independente: Protocolo de colocação dos implantes.

3.9 Análise estatística

A análise estatística dos resultados foi realizada pelo software SPSS (Statistical Package for the Social Science v.19, SPSS Inc., Chicago, Estados Unidos da América). Foi utilizado o teste de Levene para avaliar a normalidade e homogeneidade das variâncias. Para comparar os grupos 2 a 2 (grupo de controlo com um dos grupos teste e grupos testes entre si), foi utilizado o T-test quando as variâncias tinham uma distribuição normal ou o teste não paramétrico Mann-Whitney quando não se verificou normalidade.

Para correlacionar o ISQ com torque, de cada implante, usou-se o coeficiente de Pearson, no caso de se verificar normalidade em ambas as variáveis, ou coeficiente de Spearman, caso contrário.

O nível de significância estabelecido foi de 5% ($p < 0,05$) para todos os testes realizados.

4. Resultados

4.1- Avaliação da estabilidade primária através dos valores de ISQ

Todos os valores de ISQ obtidos através do Osstell® Mentor para os diferentes grupos de estudo estão apresentados no Apêndice.

Relativamente aos valores médios de ISQ, no grupo A verificou-se um valor de $70,80 \pm 1,19$, no grupo B de $58,57 \pm 3,74$ e no grupo C de $66,00 \pm 2,68$. Os resultados para os diferentes grupos de estudo estão descritos na Tabela 1.

Tabela 1 - Valor da média, desvio padrão, mediana, amplitude interquartil e valor mínimo e máximo de ISQ por grupo de estudo

Grupos de estudo	Média \pm DP	Mediana \pm Amplitude Interquartil	Min	Max
Grupo A (4,1mm)	$70,80 \pm 1,19$	$71,00 \pm 7,50$	65,33	75,00
Grupo B (3,3 mm)	$58,57 \pm 3,74$	$58,33 \pm 16,50$	36,33	75,00
Grupo C (2,9mm)	$66,00 \pm 2,68$	$67,84 \pm 13,25$	49,00	75,00

4.1.1. Avaliação da estabilidade primária entre o grupo de controlo e os grupos teste

Os resultados mostram que existem diferenças estatisticamente significativas nos valores da estabilidade primária obtidos através da análise de frequência de ressonância entre o grupo de controlo (grupo A) e o grupo teste B ($p < 0,05$) (Tabela 2). Verifica-se que em média, o grupo de controlo apresenta valores significativamente superiores ao grupo B. Os resultados mostraram também que não existem diferenças estatisticamente significativas nos valores da estabilidade primária entre o grupo de controlo e o grupo teste C.

Tabela 2 - Teste estatístico utilizado e valor de p entre o grupo controlo e os grupos teste

Grupos de estudo	Teste estatístico	Valores de p
Grupo A versus Grupo B	<i>T-test</i>	0,010*
Grupo A versus Grupo C	<i>T-test</i>	0,126*

*Foram considerados significativos valores de $p < 0,05$.

4.1.2. Avaliação da estabilidade primária entre os grupos teste

Os resultados mostram que não existem diferenças estatisticamente significativas nos valores da estabilidade primária obtidos através da análise de frequência de ressonância entre o grupo B e o grupo C ($p < 0.05$) (Tabela 3)

Tabela 3 - Teste estatístico utilizado e valor de p entre os grupos B e C

Grupos de estudo	Teste estatístico	Valores de p
Grupo B <i>versus</i> Grupo C	T-test	0,123*

*Foram considerados significativos valores de $p < 0,05$.

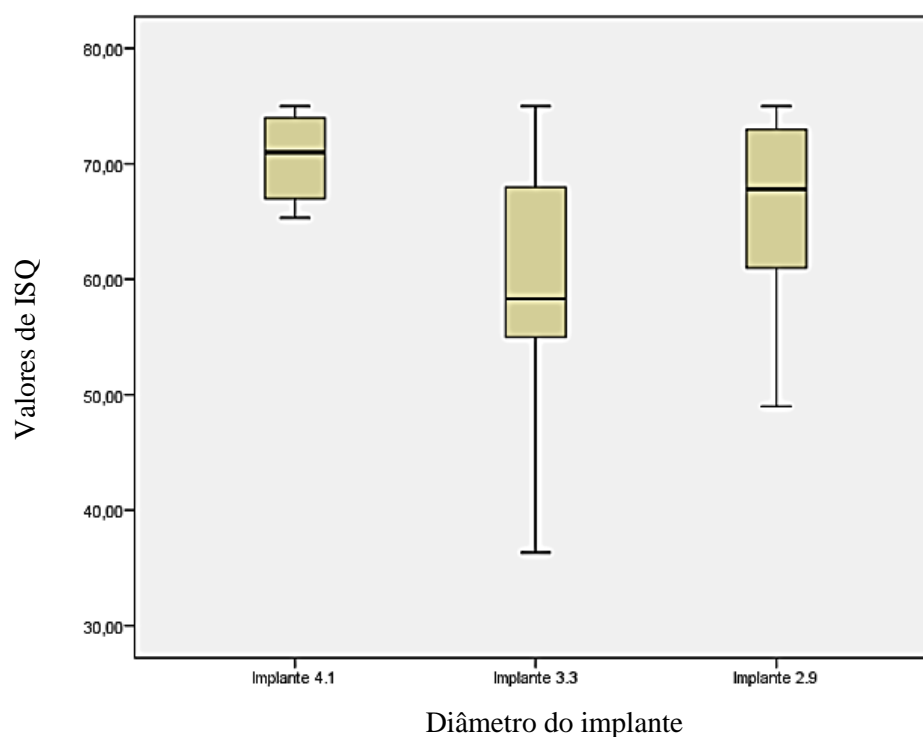


Figura 5- Diagrama de extremos e quartis dos valores de ISQ por diâmetro do implante utilizado

4.2- Avaliação da estabilidade primária através dos valores de Torque de Remoção

Todos os valores de Torque obtidos através do motor cirúrgico para os diferentes grupos de estudo estão apresentados no Apêndice.

Relativamente aos valores médios de TR, no grupo A verificou-se um valor de $42,50 \pm 2,61$, no grupo B de $14,50 \pm 3,61$ e no grupo C de $28,00 \pm 3,09$. Os resultados para os diferentes grupos de estudo estão descritos na Tabela 4.

Tabela 4 - Valor da média, desvio padrão, mediana, amplitude interquartil e valor mínimo e máximo de TR por grupo de estudo

Grupos de estudo	Média \pm DP	Mediana \pm Amplitude Interquartil	Min	Max
Grupo A (4,1mm)	$42,50 \pm 2,61$	$40,00 \pm 16,25$	35,00	55,00
Grupo B (3,3 mm)	$14,50 \pm 3,61$	$10,00 \pm 15,00$	5,00	35,00
Grupo C (2,9mm)	$28,00 \pm 3,09$	$25,00 \pm 12,50$	20,00	50,00

4.2.1 Avaliação da estabilidade primária entre o grupo de controlo e os grupos teste

Os resultados mostram que existem diferenças estatisticamente significativas nos valores da estabilidade primária obtidos através do torque de remoção entre o grupo de controlo (grupo A) e os grupos teste B e C ($p < 0,05$) (Tabela 5). Verifica-se que em média, o grupo de controlo apresenta valores significativamente superiores aos grupos B e C.

Tabela 5 - Teste estatístico utilizado e valor de p entre o grupo controlo e os grupos teste

Grupos de estudo	Teste estatístico	Valores de <i>p</i>
Grupo A versus Grupo B	<i>Mann-Whitney</i>	0,000*
Grupo A versus Grupo C	<i>Mann-Whitney</i>	0,000*

*Foram considerados significativos valores de $p < 0,05$.

4.2.2 Avaliação da estabilidade primária entre os grupos teste

Os resultados mostram que existem diferenças estatisticamente significativas nos valores da estabilidade primária obtidos através do torque de remoção entre o grupo B e o grupo C ($p < 0,05$) (Tabela 6). Verifica-se que em média, o grupo C apresenta valores significativamente superiores ao grupo B

Tabela 6 - Teste estatístico utilizado e valor de p entre os grupos B e C

Grupos de estudo	Teste estatístico	Valores de p
Grupo B <i>versus</i> Grupo C	<i>Mann-Whitney</i>	0,009*

*Foram considerados significativos valores de $p < 0,05$.

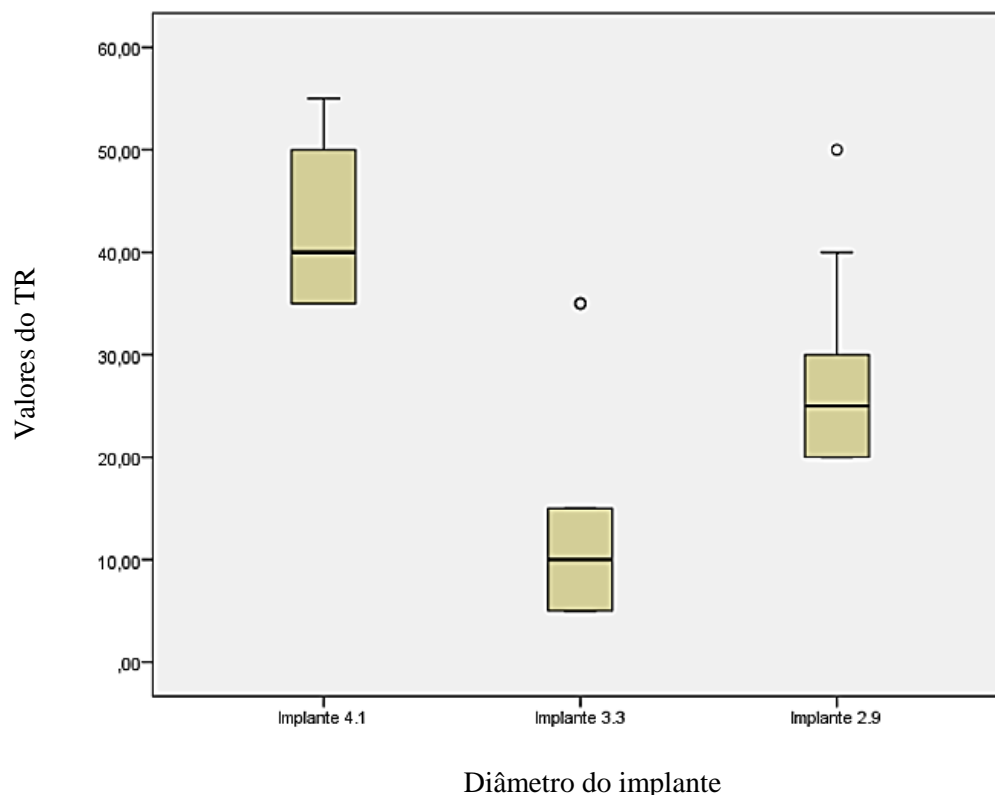


Figura 6 – Diagrama de extremos e quartis dos valores de TR por diâmetro do implante utilizado

4.3 – Correlação entre o ISQ e o Torque de Remoção para cada implante

4.3.1- Correlação para o implante com 4,1 mm de diâmetro

Os resultados mostram que as variáveis ISQ e TR não estão significativamente correlacionadas, para este implante. (Tabela 7)

Tabela 7 - Coeficiente estatístico utilizado e valor de p entre as variáveis ISQ e TR para o implante de diâmetro 4,1 mm

Grupo de estudo	Coeficiente estatístico	Valores de p
Grupo A	<i>Pearson</i> (0,042)*	0,908**

* A correlação é significativa no nível 0,01 (bilateral).

**Foram considerados significativos valores de $p < 0,05$.

4.3.2- Correlação para o implante com 3,3 mm de diâmetro.

Os resultados mostram que as variáveis ISQ e TR têm uma correlação significativa, forte e positiva (0,800). Ser positiva indica que, em média, quando uma variável aumenta, a outra também aumenta.

Tabela 8 - Coeficiente estatístico utilizado e valor de p entre as variáveis ISQ e TR para o implante de diâmetro 3,3 mm

Grupo de estudo	Coeficiente estatístico	Valores de p
Grupo B	<i>Spearman</i> (0,800)*	0,005**

* A correlação é significativa no nível 0,01 (bilateral).

**Foram considerados significativos valores de $p < 0,05$.

4.3.3- Correlação para o implante com 2,9 mm de diâmetro

Os resultados mostram que as variáveis ISQ e TR não estão significativamente correlacionadas, para este implante. (Tabela 9)

Tabela 9 - Coeficiente estatístico utilizado e valor de p entre as variáveis ISQ e TR para o implante de diâmetro 2,9 mm

Grupo de estudo	Coeficiente estatístico	Valores de p
Grupo C	<i>Pearson</i> (-0,234)*	0,514**

* A correlação é significativa no nível 0,01 (bilateral).

**Foram considerados significativos valores de $p < 0,05$.

5. Discussão

O sucesso de um tratamento reabilitador com implantes dentários está dependente da osteointegração. Este processo biológico está diretamente relacionado com a EP – a estabilidade do implante dentário é um dos critérios para a obtenção da osteointegração. Esta estabilidade inicial provém principalmente da relação mecânica do implante com o osso. (6-10)

A EP é influenciada por vários fatores, tais como o comprimento e o diâmetro do implante, o seu desenho, a micro-morfologia da superfície do implante, a técnica cirúrgica, a união entre o implante e o osso circundante, e também a qualidade e a quantidade óssea.(6, 25)

Na tentativa de compreender o efeito do fator diâmetro na EP, o presente estudo teve por objetivo avaliar a influência deste, recorrendo a implantes de diâmetro reduzido.

A EP foi avaliada através da AFR e do TR.

Quanto à AFR, o presente estudo verifica que existem diferenças estatisticamente significativas nos valores de EP entre o grupo A e o grupo B, sendo que os valores do grupo A foram significativamente superiores. Porém, não existiram diferenças significativas entre o grupo A e C, nem entre o grupo B e C.

Quanto ao TR, o presente estudo verifica que existem diferenças estatisticamente significativas nos valores da EP obtidos através do TR entre o grupo controlo A e os grupos teste B e C, sendo que os valores do grupo A foram significativamente superiores. Também entre os grupos B e C existem diferenças estatisticamente significativas, sendo que os valores de C foram significativamente superiores aos de B.

Assim, segundo os resultados para os Objetivos 1 e 2, aceita-se parcialmente a hipótese H0 – O diâmetro dos implantes dentários não influencia a estabilidade primária dos implantes dentários.

Quanto à correlação entre os valores de ISQ e os valores do TR, para o implante de diâmetro 3,3 mm, verificou-se que existe uma relação forte, significativa e positiva entre estas duas variáveis, isto é, quando uma variável aumenta, a outra também aumenta. Porém, para os implantes de diâmetro 4,1 e 2,9 mm, esta correlação não foi significativa.

Assim, segundo os resultados para o Objetivo 3, aceita-se parcialmente a hipótese H0 - Não existe uma correlação entre os valores de ISQ e do TR.

Estes resultados controversos, relativamente à influência do diâmetro na estabilidade primária, estão em concordância com os diferentes resultados apresentados na literatura, que não chegam a um consenso.

O estudo de Barikani *et al.* demonstrou que implantes com 3,4 mm de diâmetro apresentam valores de ISQ significativamente inferiores quando comparados com implantes com 4,3 mm e 5 mm.(66) O estudo in vivo de Nappo *et al.* avaliou a estabilidade primária logo após a colocação de implantes de 4 e 3,5 mm de diâmetro. Os valores de ISQ para o implante de 4 mm eram significativamente superiores.(123) Também no estudo de Östman *et al.*, os implantes com 5,0 mm de diâmetro apresentaram valores de ISQ estatisticamente superiores quando comparados com os valores de implantes de diâmetro de 3,3 e 3,75 mm.(117)

Contudo, outros estudos apresentam resultados diferentes.

No estudo de Bilhan *et al.* avaliou-se a EP de implantes com diâmetros de 3,8 mm e 4,6 mm em costelas de bovinos (osso esponjoso), recorrendo aos valores de ISQ. O estudo revelou que os implantes não apresentaram diferenças estatisticamente significativas ao nível dos valores de ISQ.(119) No estudo de Garcia *et al.* estudou-se o efeito do diâmetro do implante na EP em osso tipo D1 e D2 e observou-se que o diâmetro do implante não tem qualquer efeito significativo na mesma.(124) No estudo clínico de Bishof *et al.* avaliou-se a EP de implantes com diâmetros de 4,1 mm e 4,8 mm. O estudo demonstrou que o diâmetro não tem efeito significativo nos valores de ISQ.(125) Também Degidi *et al.* negaram a importância do diâmetro no valores de ISQ, sendo que só encontraram uma correlação fraca entre a AFR e o diâmetro.(126)

Alguns fatores poderão ter influenciado os resultados do presente estudo, e devem ser tidos em conta.

O protocolo cirúrgico para a realização das osteotomias poderá ser um desses fatores. Um método amplamente utilizado cirurgicamente para aumentar a EP do implante dentário é a subpreparação do leito implantar. Para o presente estudo, por exemplo, se não tivessem sido usadas as brocas de perfil, provavelmente os valores de ISQ e do TR seriam superiores, traduzindo-se numa maior EP.

Os resultados obtidos neste estudo poderão também podem ter sido influenciados pelas características do design dos implantes. Os 3 implantes são do mesmo fabricante, são todos *Bone Level Tapered*, apresentam a mesma microgeometria e têm o mesmo comprimento (10mm) – isto permite reduzir o número de variáveis do estudo e obter resultados mais fidedignos. Porém, apresentam algumas diferenças entre si no *design*. A porção mais apical destes implantes cónicos também apresenta diferentes diâmetros, para cada implante (Anexo E). Este fator poderá ter tido influência nos resultados.

Também a distância entre as espiras poderá ser um fator determinante na EP dos implantes. Em implantologia, na tentativa de melhorar a estabilidade inicial e aumentar a área de

superfície, foram incorporadas espiras na geometria do implante. (24) Apesar da tentativa de contacto com a marca Straumann®, para obter informação acerca da distância entre as espiras para cada implante, esta informação não foi providenciada. Porém, se existirem diferenças nestes valores, estes poderão também influenciar os resultados de EP obtidos neste estudo.

Um dos métodos usados no presente estudo para avaliar a EP foi a Análise de Frequência de Ressonância. A AFR é um método recente e amplamente utilizado que tem sido relatado como fiável, facilmente previsível e objetivo (100, 117). Esta técnica é usada para medir a estabilidade do implante em função da rigidez do complexo osso-implante.(127) Há evidências crescentes de que os dados da AFR de implantes colocados imediatamente podem ser erróneos em termos de previsão da EP. O valor do ISQ pode apresentar resultados falso-positivos, dependendo da maneira como o implante é implantado e do suporte ósseo obtido (128, 129). Alguns estudos mostraram insucessos de implantes carregados imediatamente, apesar da alta estabilidade alcançada no momento da colocação do implante. (130, 131) Assim sendo, a AFR precisa de ser complementada por outro método de avaliação da EP, especialmente para protocolos de carga imediata. Um dos métodos quantitativos para a medição da estabilidade do implante que pode complementar a AFR é o torque de inserção (IT), que fornece informações valiosas sobre a qualidade do osso local e sobre a estabilidade do implante. (132, 133)

Neste ensaio, como se trata dum estudo *in vitro*, foi possível recorrer aos valores do TR, que, segundo Tabassum *et al.* (2009), é um método mais preciso do que a AFR. (36)

A seleção do diâmetro de implante mais apropriado baseia-se geralmente na quantidade de osso disponível.(134) A introdução dos implantes de diâmetro 2,9 mm no mercado é relativamente recente. O aparecimento deste tipo de implante surge da necessidade de solucionar desafios estéticos em situações de reabilitação complicadas, tais como espaços interdentários limitados ou disponibilidade óssea reduzida. Por ser uma novidade, a literatura relativamente a este implante ainda é escassa, não havendo estudos que incluam este diâmetro na comparação da estabilidade primária com outros diâmetros de implantes. Este facto pode ser interpretado como uma limitação, por não existirem estudos comparativos em relação a este particular diâmetro reduzido. Porém, também torna o presente estudo pioneiro na avaliação deste tipo de implantes.

O presente estudo *in vitro* também apresentou algumas limitações. Foi utilizado apenas um modelo de implante para cada grupo estudado, o que sujeitou cada implante a ser implantado 10 vezes. Este facto poderá ter originado distorção da forma das espiras e na geometria de superfície do implante, o que poderá influenciar os resultados ISQ e TR obtidos. Esta situação

pode ser justificada pelas limitações financeiras e logísticas ligadas a um estudo realizado na área da Implantologia. O reduzido tamanho da amostra apresenta uma limitação importante.

Seriam necessários mais estudos, eventualmente, realizar ensaios clínicos randomizados *in vivo*, e com uma maior dimensão da amostra, para permitir extrapolar os resultados do presente estudo.

6. Conclusão

Dentro das limitações do presente estudo *in vitro*, os resultados sugerem que o diâmetro dos implantes poderá influenciar a estabilidade primária. No entanto, são necessários mais estudos e maior evidência científica para comprovar esta afirmação.

7. Referências

1. Zohrabian VM, Abrahams JJ. Inflammatory Diseases of the Teeth and Jaws. *Semin Ultrasound CT MR*. 2015;36(5):434-43.
2. Jenny G, Jauernik J, Bierbaum S, Bigler M, Gratz KW, Rucker M, et al. A systematic review and meta-analysis on the influence of biological implant surface coatings on periimplant bone formation. *J Biomed Mater Res A*. 2016;104(11):2898-910.
3. Shemtov-Yona K, Rittel D. An Overview of the Mechanical Integrity of Dental Implants. *Biomed Res Int*. 2015;2015:547384.
4. Heydecke G, Locker D, Awad MA, Lund JP, Feine JS. Oral and general health-related quality of life with conventional and implant dentures. *Community Dent Oral Epidemiol*. 2003;31(3):161-8.
5. Schiegnitz E, Noelken R, Moergel M, Berres M, Wagner W. Survival and tissue maintenance of an implant with a sloped configured shoulder in the posterior mandible-a prospective multicenter study. *Clin Oral Implants Res*. 2017;28(6):721-6.
6. Meredith N. Assessment of implant stability as a prognostic determinant. *Int J Prosthodont*. 1998;11(5):491-501.
7. Gill AR, PolsaniLaxman. Primary stability: The password of implant integration. *Journal of Dental Implants*. 2012;2(2):103-9.
8. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg*. 1981;10(6):387-416.
9. Park KJ, Kwon JY, Kim SK, Heo SJ, Koak JY, Lee JH, et al. The relationship between implant stability quotient values and implant insertion variables: a clinical study. *J Oral Rehabil*. 2012;39(2):151-9.
10. Han HC, Lim HC, Hong JY, Ahn SJ, Han JY, Shin SI, et al. Primary implant stability in a bone model simulating clinical situations for the posterior maxilla: an in vitro study. *J Periodontal Implant Sci*. 2016;46(4):254-65.
11. Brånemark PI ZGaAT. Tissue-integrated prostheses: Osseointegration in clinical dentistry. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1985;54(4):611-2.
12. Schroeder A, van der Zypen E, Stich H, Sutter F. The reactions of bone, connective tissue, and epithelium to endosteal implants with titanium-sprayed surfaces. *J Maxillofac Surg*. 1981;9(1):15-25.
13. Zarb A, Albrektsson T. Osseointegration: a requiem for the periodontal ligament?. *The International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry*. 1991;11:88-91.

14. Digholkar S MV, Palaskar J. Methods to Measure Stability of Dental Implants. *Journal of Dental and Allied Sciences*. 2014;3:17-23.
15. Branemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindstrom J, Hallen O, et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl*. 1977;16:1-132.
16. Albrektsson T, Branemark PI, Hansson HA, Lindstrom J. Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthop Scand*. 1981;52(2):155-70.
17. Szmukler-Moncler S, Piattelli A, Favero GA, Dubruille JH. Considerations preliminary to the application of early and immediate loading protocols in dental implantology. *Clin Oral Implants Res*. 2000;11(1):12-25.
18. Ivanoff CJ, Sennerby L, Lekholm U. Influence of mono- and bicortical anchorage on the integration of titanium implants. A study in the rabbit tibia. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 1996;25(3):229-35.
19. Friberg B, Jemt T, Lekholm U. Early failures in 4,641 consecutively placed Branemark dental implants: a study from stage 1 surgery to the connection of completed prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1991;6(2):142-6.
20. Javed F RG. Role of implant diameter on long-term survival of dental implants placed in posterior maxilla: a systematic review. *Clin Oral Invest*. 2015;19(1):1-10.
21. Dilek O, Tezulas E, Dincel M. Required minimum primary stability and torque values for immediate loading of mini dental implants: an experimental study in nonviable bovine femoral bone. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2008;105(2):e20-7.
22. Elias CN, Rocha FA, Nascimento AL, Coelho PG. Influence of implant shape, surface morphology, surgical technique and bone quality on the primary stability of dental implants. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2012;16:169-80.
23. Alsaadi G, Quirynen M, Michiels K, Jacobs R, van Steenberghe D. A biomechanical assessment of the relation between the oral implant stability at insertion and subjective bone quality assessment. *J Clin Periodontol*. 2007;34(4):359-66.
24. Chong L, Khocht A, Suzuki JB, Gaughan J. Effect of implant design on initial stability of tapered implants. *J Oral Implantol*. 2009;35(3):130-5.
25. Traini T, Assenza B, San Roman F, Thams U, Caputi S, Piattelli A. Bone microvascular pattern around loaded dental implants in a canine model. *Clin Oral Investig*. 2006;10(2):151-6.

26. Raghavendra S, Wood MC, Taylor TD. Early wound healing around endosseous implants: a review of the literature. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2005;20(3):425-31.
27. Quesada-Garcia MP, Prados-Sanchez E, Olmedo-Gaya MV, Munoz-Soto E, Gonzalez-Rodriguez MP, Valllecillo-Capilla M. Measurement of dental implant stability by resonance frequency analysis: a review of the literature. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2009;14(10):e538-46.
28. Atsumi M, Park SH, Wang HL. Methods used to assess implant stability: current status. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2007;22(5):743-54.
29. Turkyilmaz I, Aksoy U, McGlumphy EA. Two alternative surgical techniques for enhancing primary implant stability in the posterior maxilla: a clinical study including bone density, insertion torque, and resonance frequency analysis data. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2008;10(4):231-7.
30. Turkyilmaz I, Sennerby L, McGlumphy EA, Tozum TF. Biomechanical aspects of primary implant stability: a human cadaver study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2009;11(2):113-9.
31. Gedrange T, Hietschold V, Mai R, Wolf P, Nicklisch M, Harzer W. An evaluation of resonance frequency analysis for the determination of the primary stability of orthodontic palatal implants. A study in human cadavers. *Clin Oral Implants Res*. 2005;16(4):425-31.
32. Rodrigo D, Aracil L, Martin C, Sanz M. Diagnosis of implant stability and its impact on implant survival: a prospective case series study. *Clin Oral Implants Res*. 2010;21(3):255-61.
33. Zarb GA, Schmitt A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: the Toronto study. Part I: Surgical results. *J Prosthet Dent*. 1990;63(4):451-7.
34. Lekholm U ZGIPsapTipoicdBP, Zarb GA, Albrektsson T, editor. Chicago: Quintessence Publishing Company; 1985. p. 199–209. 1985.
35. Huang HL, Chang YY, Lin DJ, Li YF, Chen KT, Hsu JT. Initial stability and bone strain evaluation of the immediately loaded dental implant: an in vitro model study. *Clin Oral Implants Res*. 2011;22(7):691-8.
36. Tabassum A, Meijer GJ, Wolke JG, Jansen JA. Influence of surgical technique and surface roughness on the primary stability of an implant in artificial bone with different cortical thickness: a laboratory study. *Clin Oral Implants Res*. 2010;21(2):213-20.
37. Huang HL CY, Lin DJ, Li YF, Chen KT, Hsu JT. 22:691-8. Initial stability and bone strain evaluation of the immediately loaded dental implant: An in vitro model study. . *Clin Oral Implants Res*;. 2011.

38. Roze J, Babu S, Saffarzadeh A, Gayet-Delacroix M, Hoornaert A, Layrolle P. Correlating implant stability to bone structure. *Clin Oral Implants Res.* 2009;20(10):1140-5.
39. Boronat-López A P-DM, Martínez-Cortissoz O, MínguezMartínez I. ; . Resonance Frequency analysis after placement Of 133 dental implants. . *Med Oral Patol Cir Bucal.* 2006;11(E):272-6.
40. Miyamoto I, Tsuboi Y, Wada E, Suwa H, Iizuka T. Influence of cortical bone thickness and implant length on implant stability at the time of surgery--clinical, prospective, biomechanical, and imaging study. *Bone.* 2005;37(6):776-80.
41. Romanos GE, Johansson CB. Immediate loading with complete implant-supported restorations in an edentulous heavy smoker: histologic and histomorphometric analyses. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2005;20(2):282-90.
42. Romanos GE, Toh CG, Siar CH, Wicht H, Yacoob H, Nentwig GH. Bone-implant interface around titanium implants under different loading conditions: a histomorphometrical analysis in the *Macaca fascicularis* monkey. *J Periodontol.* 2003;74(10):1483-90.
43. Delaunay CP, Kapandji AI. Acetabular screw rings and surface treatment. *Clin Orthop Relat Res.* 1997(340):130-41.
44. Teerlinck J, Quirynen M, Darius P, van Steenberghe D. Periotest: an objective clinical diagnosis of bone apposition toward implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1991;6(1):55-61.
45. Dhert WJ, Verheyen CC, Braak LH, de Wijn JR, Klein CP, de Groot K, et al. A finite element analysis of the push-out test: influence of test conditions. *J Biomed Mater Res.* 1992;26(1):119-30.
46. Shapoff CA. Clinical advantages of tapered root form dental implants. *Compend Contin Educ Dent.* 2002;23(1):42-4, 6, 8 passim.
47. O'Sullivan D, Sennerby L, Meredith N. Influence of implant taper on the primary and secondary stability of osseointegrated titanium implants. *Clin Oral Implants Res.* 2004;15(4):474-80.
48. Griggs JA. Dental Implants. *Dent Clin North Am.* 2017;61(4):857-71.
49. Alshehri M, Alshehri F. Influence of Implant Shape (Tapered vs Cylindrical) on the Survival of Dental Implants Placed in the Posterior Maxilla: A Systematic Review. *Implant Dent.* 2016;25(6):855-60.
50. Garber DA, Salama H, Salama MA. Two-stage versus one-stage--is there really a controversy? *J Periodontol.* 2001;72(3):417-21.

51. Javed F, Ahmed HB, Crespi R, Romanos GE. Role of primary stability for successful osseointegration of dental implants: Factors of influence and evaluation. *Interv Med Appl Sci.* 2013;5(4):162-7.
52. Albrektsson T, Johansson C, Lundgren AK, Sul Y, Gottlow J. Experimental studies on oxidized implants. A histomorphometrical and biomechanical analysis. *Appl Osseointegration Res.* 2000;1:21-4.
53. Davies JE. Mechanisms of endosseous integration. *Int J Prosthodont.* 1998;11(5):391-401.
54. Guizzardi S, Galli C, Martini D, Belletti S, Tinti A, Raspanti M, et al. Different titanium surface treatment influences human mandibular osteoblast response. *J Periodontol.* 2004;75(2):273-82.
55. Franchi M, Bacchelli B, Giavaresi G, De Pasquale V, Martini D, Fini M, et al. Influence of different implant surfaces on peri-implant osteogenesis: histomorphometric analysis in sheep. *J Periodontol.* 2007;78(5):879-88.
56. Crespi R, Cappare P, Gherlone E, Romanos GE. Immediate versus delayed loading of dental implants placed in fresh extraction sockets in the maxillary esthetic zone: a clinical comparative study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2008;23(4):753-8.
57. Borsari V, Giavaresi G, Fini M, Torricelli P, Salito A, Chiesa R, et al. Physical characterization of different-roughness titanium surfaces, with and without hydroxyapatite coating, and their effect on human osteoblast-like cells. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2005;75(2):359-68.
58. Veis AA, Papadimitriou S, Trisi P, Tsirlis AT, Parissis NA, Kenealy JN. Osseointegration of Osseotite and machined-surfaced titanium implants in membrane-covered critical-sized defects: a histologic and histometric study in dogs. *Clin Oral Implants Res.* 2007;18(2):153-60.
59. Langer B, Langer L, Herrmann I, Jorneus L. The wide fixture: a solution for special bone situations and a rescue for the compromised implant. Part 1. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1993;8(4):400-8.
60. Anner R, Better H, Chaushu G. The clinical effectiveness of 6 mm diameter implants. *J Periodontol.* 2005;76:1013.
61. Ivanoff CJ, Grondahl K, Sennerby L, Bergstrom C, Lekholm U. Influence of variations in implant diameters: a 3- to 5-year retrospective clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1999;14(2):173-80.

62. Hallman M. A prospective study of treatment of severely resorbed maxillae with narrow nonsubmerged implants: results after 1 year of loading. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2001;16(5):731-6.
63. Degidi M, Nardi D, Piattelli A. Immediate restoration of small-diameter implants in cases of partial posterior edentulism: a 4-year case series. *J Periodontol*. 2009;80(6):1006-12.
64. Georgiopoulos B, Kalioras K, Provatidis C, Manda M, Koidis P. The effects of implant length and diameter prior to and after osseointegration: a 2-D finite element analysis. *J Oral Implantol*. 2007;33(5):243-56.
65. Kotsovilis S, Fourmouis I, Karoussis IK, Bamia C. A systematic review and meta-analysis on the effect of implant length on the survival of rough-surface dental implants. *J Periodontol*. 2009;80(11):1700-18.
66. Barikani H, Rashtak S, Akbari S, Badri S, Daneshparvar N, Rokn A. The effect of implant length and diameter on the primary stability in different bone types. *J Dent (Tehran)*. 2013;10(5):449-55.
67. Han J, Zhang X, Tang Z, Zhang L, Shi D, Meng H. A prospective, multicenter study assessing the DENTSPLY Implants, OsseoSpeed() TX, length 6 mm in the posterior maxilla and mandible: a 1-year follow-up study. *Clin Oral Implants Res*. 2016;27(4):452-7.
68. Hansson S, Werke M. The implant thread as a retention element in cortical bone: the effect of thread size and thread profile: a finite element study. *J Biomech*. 2003;36(9):1247-58.
69. Romanos GE, Nentwig GH. Immediate functional loading in the maxilla using implants with platform switching: five-year results. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009;24(6):1106-12.
70. Friberg B, Ekestubbe A, Mellstrom D, Sennerby L. Branemark implants and osteoporosis: a clinical exploratory study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2001;3(1):50-6.
71. Friberg B, Ekestubbe A, Sennerby L. Clinical outcome of Branemark System implants of various diameters: a retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2002;17(5):671-7.
72. Summers RB. A new concept in maxillary implant surgery: the osteotome technique. *Compendium*. 1994;15(2):152, 4-6, 8 passim; quiz 62.
73. Crespi R, Cappare P, Gherlone E, Romanos GE. Immediate occlusal loading of implants placed in fresh sockets after tooth extraction. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2007;22(6):955-62.

74. Lorenzoni M, Pertl C, Zhang K, Wimmer G, Wegscheider WA. Immediate loading of single-tooth implants in the anterior maxilla. Preliminary results after one year. *Clin Oral Implants Res.* 2003;14(2):180-7.
75. Hui E, Chow J, Li D, Liu J, Wat P, Law H. Immediate provisional for single-tooth implant replacement with Branemark system: preliminary report. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2001;3(2):79-86.
76. Romanos GE. Bone quality and the immediate loading of implants-critical aspects based on literature, research, and clinical experience. *Implant Dent.* 2009;18(3):203-9.
77. Swami V, Vijayaraghavan V, Swami V. Current trends to measure implant stability. *J Indian Prosthodont Soc.* 2016;16(2):124-30.
78. Nkenke E, Hahn M, Weinzierl K, Radespiel-Troger M, Neukam FW, Engelke K. Implant stability and histomorphometry: a correlation study in human cadavers using stepped cylinder implants. *Clin Oral Implants Res.* 2003;14(5):601-9.
79. Akca K, Kokat AM, Comert A, Akkocaoglu M, Tekdemir I, Cehreli MC. Torque-fitting and resonance frequency analyses of implants in conventional sockets versus controlled bone defects in vitro. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2010;39(2):169-73.
80. Ivanoff CJ, Sennerby L, Lekholm U. Reintegration of mobilized titanium implants. An experimental study in rabbit tibia. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 1997;26(4):310-5.
81. Gehrke SA, Marin GW. Biomechanical evaluation of dental implants with three different designs: Removal torque and resonance frequency analysis in rabbits. *Ann Anat.* 2015;199:30-5.
82. Misch C. *Dental Implant Prosthetics.* St Louis: Elsevier Mosby. 2005:18-31.
83. Wyatt CC, Pharoah MJ. Imaging techniques and image interpretation for dental implant treatment. *Int J Prosthodont.* 1998;11(5):442-52.
84. Pagliani L, Sennerby L, Petersson A, Verrocchi D, Volpe S, Andersson P. The relationship between resonance frequency analysis (RFA) and lateral displacement of dental implants: an in vitro study. *J Oral Rehabil.* 2013;40(3):221-7.
85. Adell R, Lekholm U, Branemark PI, Lindhe J, Rockler B, Eriksson B, et al. Marginal tissue reactions at osseointegrated titanium fixtures. *Swed Dent J Suppl.* 1985;28:175-81.
86. Cehreli MC, Karasoy D, Akca K, Eckert SE. Meta-analysis of methods used to assess implant stability. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2009;24(6):1015-32.
87. Goswami MM, Kumar M, Vats A, Bansal AS. Evaluation of dental implant insertion torque using a manual ratchet. *Med J Armed Forces India.* 2015;71(Suppl 2):S327-32.

88. Meredith N. A review of implant design, geometry and placement. *Appl Osseointegr Res.* 2008;6:6-12.
89. Turkyilmaz I, McGlumphy EA. Influence of bone density on implant stability parameters and implant success: a retrospective clinical study. *BMC Oral Health.* 2008;8:32.
90. Trisi P, Todisco M, Consolo U, Travaglini D. High versus low implant insertion torque: a histologic, histomorphometric, and biomechanical study in the sheep mandible. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2011;26(4):837-49.
91. Javed F, Romanos GE. The role of primary stability for successful immediate loading of dental implants. A literature review. *J Dent.* 2010;38(8):612-20.
92. Shadid RM, Sadaqah NR, Othman SA. Does the Implant Surgical Technique Affect the Primary and/or Secondary Stability of Dental Implants? A Systematic Review. *Int J Dent.* 2014;2014:204838.
93. Javed F, Romanos GE. Does photodynamic therapy enhance standard antibacterial therapy in dentistry? *Photomed Laser Surg.* 2013;31(11):512-8.
94. Trisi P, Perfetti G, Baldoni E, Berardi D, Colagiovanni M, Scogna G. Implant micromotion is related to peak insertion torque and bone density. *Clin Oral Implants Res.* 2009;20(5):467-71.
95. Schulte W, Lukas D. Periotest to monitor osseointegration and to check the occlusion in oral implantology. *J Oral Implantol.* 1993;19(1):23-32.
96. Schulte W, d'Hoedt B, Lukas D, Muhlbradt L, Scholz F, Bretsch J, et al. [Periotest--a new measurement process for periodontal function]. *Zahnarztl Mitt.* 1983;73(11):1229-30, 33-6, 39-40.
97. Salvi GE, Lang NP. Diagnostic parameters for monitoring peri-implant conditions. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2004;19 Suppl:116-27.
98. Al-Jetaily S, Al-Dosari AA. Assessment of Osstell and Periotest(R) systems in measuring dental implant stability (in vitro study). *Saudi Dent J.* 2011;23(1):17-21.
99. Oh JS, Kim SG, Lim SC, Ong JL. A comparative study of two noninvasive techniques to evaluate implant stability: Periotest and Osstell Mentor. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2009;107(4):513-8.
100. Sennerby L, Meredith N. Implant stability measurements using resonance frequency analysis: biological and biomechanical aspects and clinical implications. *Periodontol* 2000. 2008;47:51-66.

101. Lozano-Carrascal N, Salomo-Coll O, Gilabert-Cerda M, Farre-Pages N, Gargallo-Albiol J, Hernandez-Alfaro F. Effect of implant macro-design on primary stability: A prospective clinical study. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2016;21(2):e214-21.
102. Sim CP, Lang NP. Factors influencing resonance frequency analysis assessed by Osstell mentor during implant tissue integration: I. Instrument positioning, bone structure, implant length. *Clin Oral Implants Res*. 2010;21(6):598-604.
103. Krafft T, Graef F, Karl M. Osstell Resonance Frequency Measurement Values as a Prognostic Factor in Implant Dentistry. *J Oral Implantol*. 2015;41(4):e133-7.
104. Herrero-Climent M, Santos-Garcia R, Jaramillo-Santos R, Romero-Ruiz MM, Fernandez-Palacin A, Lazaro-Calvo P, et al. Assessment of Osstell ISQ's reliability for implant stability measurement: a cross-sectional clinical study. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2013;18(6):e877-82.
105. Degidi M, Piattelli A, Carinci F. Clinical outcome of narrow diameter implants: a retrospective study of 510 implants. *J Periodontol*. 2008;79(1):49-54.
106. Lee JH, Frias V, Lee KW, Wright RF. Effect of implant size and shape on implant success rates: a literature review. *J Prosthet Dent*. 2005;94(4):377-81.
107. Schiegnitz E, Al-Nawas B. Narrow-diameter implants: A systematic review and meta-analysis. *Clin Oral Implants Res*. 2018;29 Suppl 16:21-40.
108. Romeo E, Lops D, Amorfini L, Chiapasco M, Ghisolfi M, Vogel G. Clinical and radiographic evaluation of small-diameter (3.3-mm) implants followed for 1-7 years: a longitudinal study. *Clin Oral Implants Res*. 2006;17(2):139-48.
109. Davarpanah M, Martinez H, Tecucianu JF, Celletti R, Lazzara R. Small-diameter implants: indications and contraindications. *J Esthet Dent*. 2000;12(4):186-94.
110. Froum SJ, Cho SC, Cho YS, Elian N, Tarnow D. Narrow-diameter implants: a restorative option for limited interdental space. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2007;27(5):449-55.
111. Gibney JW. Minimally invasive implant surgery. *J Oral Implantol*. 2001;27(2):73-6.
112. Campelo LD, Camara JR. Flapless implant surgery: a 10-year clinical retrospective analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2002;17(2):271-6.
113. Griffiths TM, Collins CP, Collins PC. Mini dental implants: an adjunct for retention, stability, and comfort for the edentulous patient. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2005;100(5):e81-4.

114. Elsyad MA, Gebreel AA, Fouad MM, Elshoukouki AH. The clinical and radiographic outcome of immediately loaded mini implants supporting a mandibular overdenture. A 3-year prospective study. *J Oral Rehabil*. 2011;38(11):827-34.
115. Morneburg TR, Proschel PA. Success rates of microimplants in edentulous patients with residual ridge resorption. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2008;23(2):270-6.
116. Andersen E, Saxegaard E, Knutsen BM, Haanaes HR. A prospective clinical study evaluating the safety and effectiveness of narrow-diameter threaded implants in the anterior region of the maxilla. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2001;16(2):217-24.
117. Ostman PO, Hellman M, Wendelhag I, Sennerby L. Resonance frequency analysis measurements of implants at placement surgery. *Int J Prosthodont*. 2006;19(1):77-83; discussion 4.
118. Morris MW, Williams JL, Thake AJ, Lang Y, Brown JN. Optimal screw diameter for interference fixation in a bone tunnel: a porcine model. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2004;12(5):486-9.
119. Bilhan H, Geckili O, Mumcu E, Bozdog E, Sunbuloglu E, Kutay O. Influence of surgical technique, implant shape and diameter on the primary stability in cancellous bone. *J Oral Rehabil*. 2010;37(12):900-7.
120. Sohrabi K, Mushantat A, Esfandiari S, Feine J. How successful are small-diameter implants? A literature review. *Clin Oral Implants Res*. 2012;23(5):515-25.
121. Mijiritsky E, Mazor Z, Lorean A, Levin L. Implant diameter and length influence on survival: interim results during the first 2 years of function of implants by a single manufacturer. *Implant Dent*. 2013;22(4):394-8.
122. Baggi L, Cappelloni I, Di Girolamo M, Maceri F, Vairo G. The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: a three-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent*. 2008;100(6):422-31.
123. Nappo A, Rengo C, Pantaleo G, Spagnuolo G, Ferrari M. Influence of Implant Dimensions and Position on Implant Stability: A Prospective Clinical Study in Maxilla Using Resonance Frequency Analysis. *Applied Sciences*. 2019;9(5):860.
124. Gonzalez-Garcia R, Monje F, Moreno-Garcia C. Predictability of the resonance frequency analysis in the survival of dental implants placed in the anterior non-atrophied edentulous mandible. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2011;16(5):e664-9.
125. Bischof M, Nedir R, Szmukler-Moncler S, Bernard JP, Samson J. Implant stability measurement of delayed and immediately loaded implants during healing. *Clin Oral Implants Res*. 2004;15(5):529-39.

126. Degidi M, Daprile G, Piattelli A. Primary stability determination by means of insertion torque and RFA in a sample of 4,135 implants. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2012;14(4):501-7.
127. Turkyilmaz I, Sennerby L, Yilmaz B, Bilecenoglu B, Ozbek EN. Influence of defect depth on resonance frequency analysis and insertion torque values for implants placed in fresh extraction sockets: a human cadaver study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2009;11(1):52-8.
128. Zix J, Kessler-Liechti G, Mericske-Stern R. Stability measurements of 1-stage implants in the maxilla by means of resonance frequency analysis: a pilot study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2005;20(5):747-52.
129. Rabel A, Kohler SG, Schmidt-Westhausen AM. Clinical study on the primary stability of two dental implant systems with resonance frequency analysis. *Clin Oral Investig.* 2007;11(3):257-65.
130. Glauser R, Sennerby L, Meredith N, Ree A, Lundgren A, Gottlow J, et al. Resonance frequency analysis of implants subjected to immediate or early functional occlusal loading. Successful vs. failing implants. *Clin Oral Implants Res.* 2004;15(4):428-34.
131. Schincaglia GP, Marzola R, Scapoli C, Scotti R. Immediate loading of dental implants supporting fixed partial dentures in the posterior mandible: a randomized controlled split-mouth study--machined versus titanium oxide implant surface. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2007;22(1):35-46.
132. Turkyilmaz I. A comparison between insertion torque and resonance frequency in the assessment of torque capacity and primary stability of Branemark system implants. *J Oral Rehabil.* 2006;33(10):754-9.
133. Friberg B, Sennerby L, Roos J, Johansson P, Strid CG, Lekholm U. Evaluation of bone density using cutting resistance measurements and microradiography: an in vitro study in pig ribs. *Clin Oral Implants Res.* 1995;6(3):164-71.
134. Bayraktar M, Gultekin BA, Yalcin S, Mijiritsky E. Effect of crown to implant ratio and implant dimensions on periimplant stress of splinted implant-supported crowns: a finite element analysis. *Implant Dent.* 2013;22(4):406-13.

8. Apêndice

Valores de ISQ por grupo de estudo

A – Valores do ISQ em implantes com 4.1 mm de Diâmetro				
	ISQ1	ISQ2	ISQ3	Média
1	72	72	72	72
2	67	67	67	67
3	74	74	74	74
4	70	70	70	70
5	75	75	75	75
6	66	66	66	66
7	74	74	74	74
8	69	70	70	69,67
9	62	67	67	65,33
10	75	75	75	75
Média total				70,8
B – Valores do ISQ em implantes com 3.3 mm de Diâmetro				
1	58	59	58	58,33
2	68	68	68	68
3	57	61	57	58,33
4	57	56	57	56,67
5	55	55	55	55
6	44	44	44	44
7	35	37	37	36,33
8	63	63	63	63
9	71	71	71	71
10	74	74	73	73,67
Média total				58,43
C – Valores do ISQ em implantes com 2.9 mm de Diâmetro				
1	57	57	57	57
2	74	74	74	74
3	49	49	49	49
4	68	68	68	68
5	67	68	68	67,67
6	73	73	73	73
7	63	63	63	63
8	72	73	72	72,33
9	67	58	58	61
10	64	66	65	65
Média total				65

Valores do Torque de Remoção por grupo de estudo

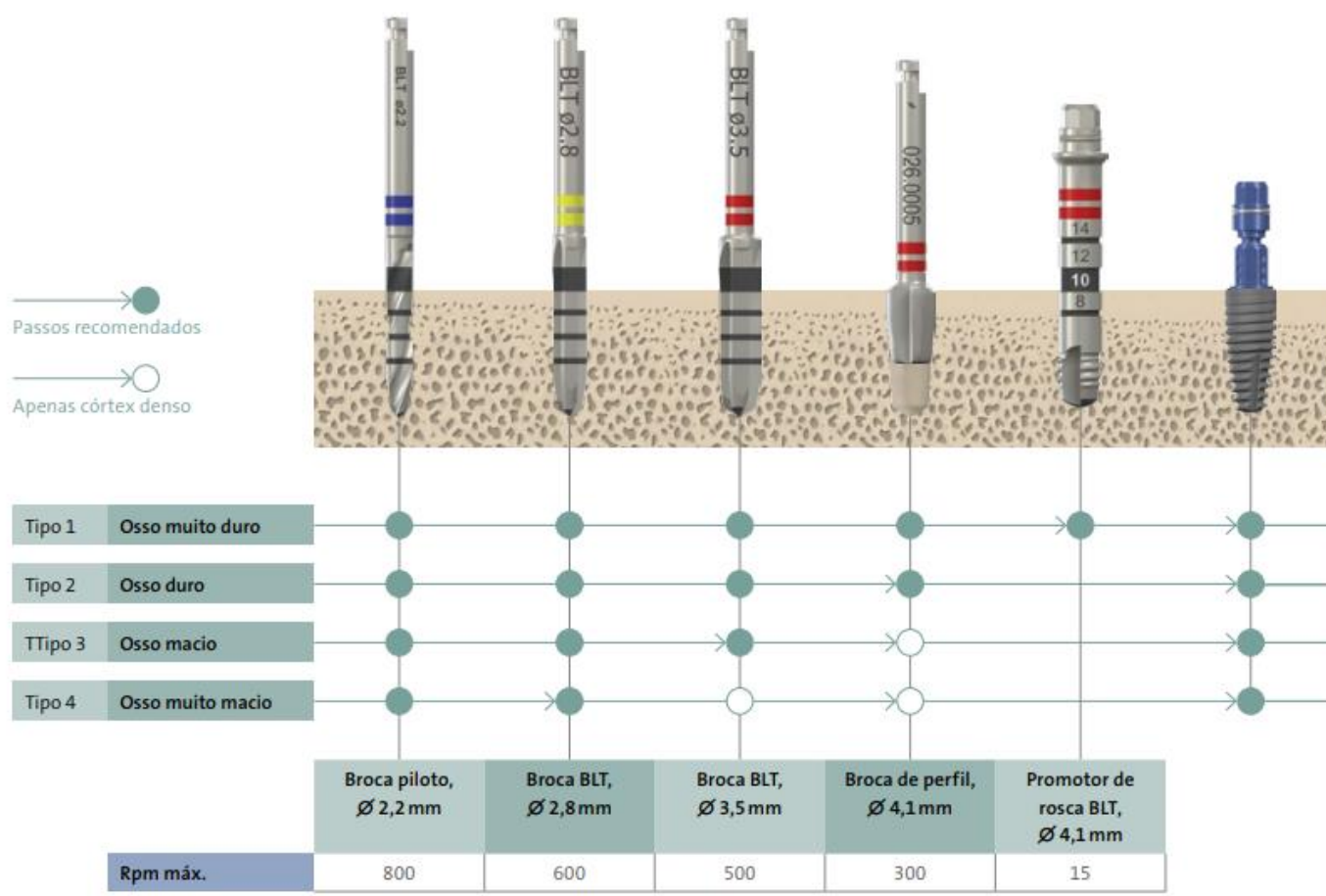
A – Valores do TR em implantes com 4,1 mm de diâmetro	
	TR (Ncm)
1	50
2	55
3	55
4	40
5	40
6	35
7	35
8	45
9	35
10	35
Média	42,5

B – Valores do TR em implantes com 3,3 mm de diâmetro	
	TR (Ncm)
1	15
2	10
3	5
4	10
5	10
6	5
7	5
8	15
9	35
10	35
Média	14,5

C – Valores do TR em implantes com 2,9 mm de diâmetro	
	TR (Ncm)
1	25
2	25
3	25
4	25
5	30
6	20
7	50
8	40
9	20
10	20
Média	28

Anexo A

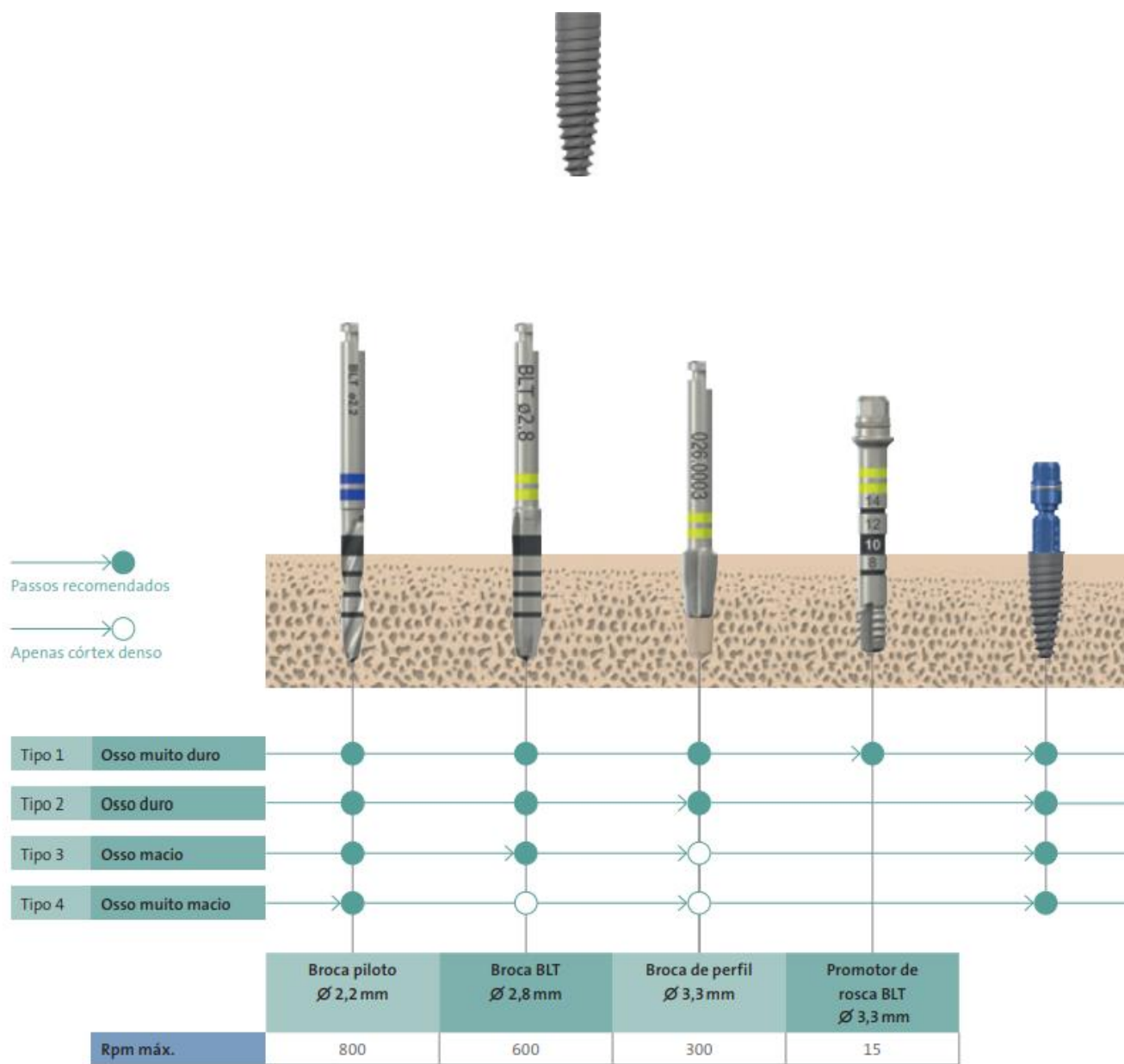
Implante 4.1x10 mm e protocolo de colocação do implante



Imagens retiradas do catálogo da Straumann® (Basileia, Suíça)

Anexo B

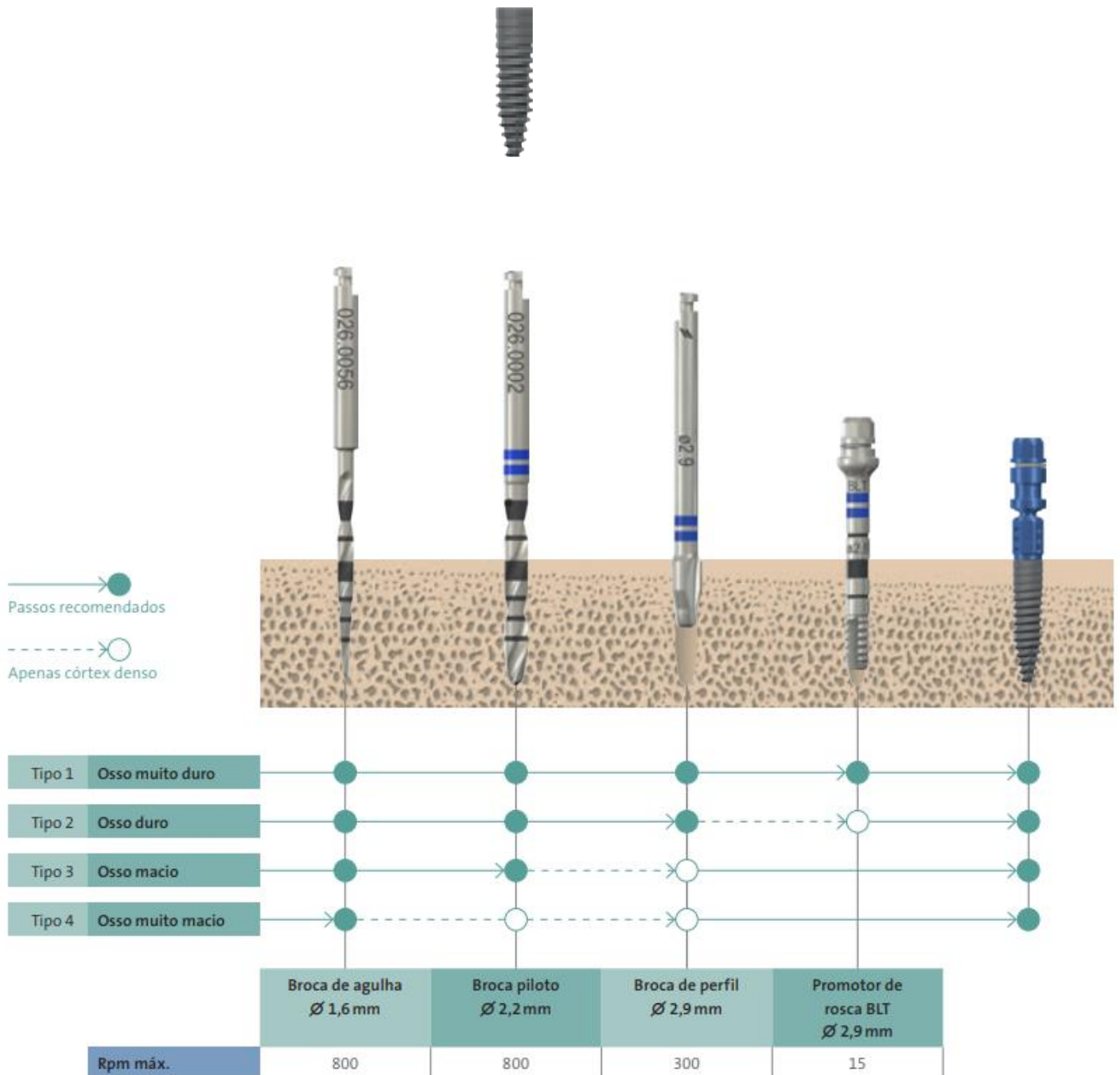
Implante 3.3x10 mm e protocolo de colocação do implante



Imagens retiradas do catálogo da Straumann® (Basileia, Suíça)

Anexo C

Implante 2.9x10 mm e protocolo de colocação do implante



Imagens retiradas do catálogo da Straumann® (Basileia, Suíça)

Anexo D

A técnica do Osstell® Mentor

1. O transdutor (*SmartPeg*) é colocado no implante.



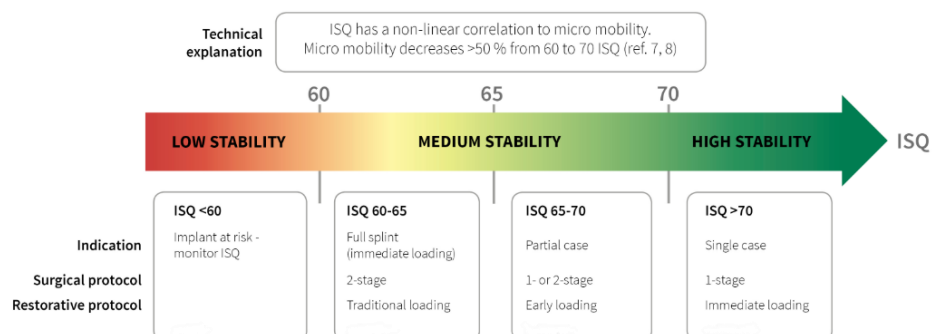
2. A sonda do Osstell® emite impulsos magnéticos que levam à vibração do *SmartPeg*.



3. A frequência de vibração do *SmartPeg* é expressa em unidades ISQ (*Implant Stability Quocient*). A escala de ISQ varia de 1 a 100, sendo que, valores mais elevados significam maior estabilidade.



The Osstell ISQ scale



Imagens retiradas do site da Osstell® (Gotemburgo, Suécia)

Anexo E

Dimensões dos Implantes BLT de diferentes diâmetros da Straumann®



Imagem retiradas do catálogo da Straumann® (Basileia, Suíça)